UNIVERSITÉ DE BORDEAUX
Faculté Mixte de Médecine et de Pharmacie

Année 1970 - Thèse N° 3

MÉCANIQUE et PHYSIQUE APPLIQUÉES à la PROTHÈSE FONDAMENTALE

STABILITÉ DES ÉQUILIBRES

Thèse pour le Doctorat de 3e Cycle
en
Chirurgie Dentaire

présentée et soutenue publiquement le 20 Novembre 1970

par André DELORT
Chirurgien - Dentiste
Licencié ès-Sciences
Certifié d'Etudes Supérieures
de Mécanique Rationnelle et de Physique Générale
né le 8 Juillet 1918 à Aurillac

Président de Thèse : Monsieur P. BENOIT, Professeur

1970

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543506_0005

UNIVERSITÉ DE BORDEAUX
Faculté Mixte de Médecine et de Pharmacie

Année 1970 - Thèse N° 3

MÉCANIQUE et PHYSIQUE APPLIQUÉES à la PROTHÈSE FONDAMENTALE

STABILITÉ DES ÉQUILIBRES

Thèse pour le Doctorat de 3e Cycle
en
Chirurgie Dentaire

présentée et soutenue publiquement le

par André DELORT
Chirurgien - Dentiste
Licencié ès-Sciences
Certifié d'Etudes Supérieures
de Mécanique Rationnelle et de Physique Générale
né le 8 Juillet 1918 à Aurillac

Président de Thèse : Monsieur P. BENOIT, Professeur

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

FACULTÉ DE MÉDECINE ET DE PHARMACIE DE BORDEAUX

DOYENS HONORAIRES : MM. G. PORTMANN, R. SIGALAS, F. TAYEAU.
DOYEN : M. H. BRICAUD. — ASSESSEURS : MM. J. MASQUELIER, J. RIVIERE, CI. BERAUD.

PROFESSEURS HONORAIRES :

MM. CHARRIER, DUBREUIL, CREYX, DARGET, R. SIGALAS, G. PORTMANN, M. RIVIERE, R. GIRARD, C. PIFFAULT, R. FABRE, R. DUFOUR, P. FOURMENT, E. AUBERTIN, X. J. DUBECQ, L. MASSE, A. LACHAPELE, G. VITTE, J. DESPONS, G. DUBOURG, P. DELMAS-MARSALET.

MAITRE DE CONFERENCES AGREGE HONORAIRE : M. BERGER.

PROFESSEURS TITULAIRES

MM.	
P. DERVILLEE	Médecine légale et Médecine du travail.
R. MANDOUL	Zoologie et parasitologie.
R. CASTAGNOU	Toxicologie et hygiène appliquée.
J. REBOUL	Carcinologie.
P. MESNARD	Chimie organique et Chimie analytique.
B. GRANDPIERRE	Physiologie.
P. BROUSTET	Clinique médicale cardiologique.
N	Clinique chirurgicale.
F. TAYEAU	Biochimie médicale A.
G. MAYER	Histologie et ambryologie.
P. BLANQUET	Physique nucléaire appliquée et radiobiologie.
R. SARIC	Clinique médicale.
L. POUYANNE	Clinique chirurgicale orthopédique et traumatologique.
J.-J. DUBARRY	Hydro-climatologie thérapeutique et clinique des maladies de l'appareil digestif.
F.J.- TRAISSAC	Clinique thérapeutique.
R. MAHON	Clinique d'accouchements.
R. PAUTRIZEL	Immunologie et biologie parasitaire.
Mlle G. ROUGIER	Biologie appliquée à l'éducation physique et aux sports.
G. MOUSTARDIER	Bactériologie.
E. BESSIERE	Clinique ophtalmologique.
H. LFGER	Anatomie pathologique.
J. MASQUELIER	Matière médicale.
G. MORETTI	Clinique médicale propédeutique et médecine tropicale.
N	Clinique oto-rhino-laryngologique.
P. LAUMONIER	Clinique chirurgicale pleuro-pulmonaire.
J. LENG-LEVY	Clinique médicale et des maladies infectieuses.
R. LETAC	Pathologie et recherche chirurgicales.
R. QUILICHINI	Pharmacie galénique.
E. NEUZIL	Biochimie médicale B.
R. STOLL	Biologie.
J. LANGE	Clinique Urologique.
P. FREOUR	Hygiène et Clinique de pneumophtisiologie.
N.	Anatomie.
J. FAURE	Médecine expérimentale et physio-pathologie.
N.	Clinique chirurgicale des maladies cardiaques.
J. VILLAR	Clinique gynécologique.
P. LE COULANT	Clinique des maladies cutanées et syphilitiques.
M. BERGOUIGNAN	Clinique neurologique.
J. DUHAMEL	Physique médicale et pharmaceutique.
R. BABIN	Pharmacie chimique.
H. CHOUSSAT	Pathologie médicale.
L. CHASTRUSSE	Clinique obstétricale.
P. VERGER	Clinique médicale des maladies des enfants.
F. LAPORTE	Chirurgie générale.
R. TINGAUD	Clinique chirurgicale.
H. LAUBIE	Botanique et cryptogamie.
CI. RICHIR	Anatomie pathologique.
R. GOLSE	Chimie générale et Chimie minérale.
J. BAILENGER	Zoologie et biologie animale.
J.-CI COLLETER	Chimie analytique.
H. BRICAUD	Médecine générale.
P. BENOIT	Clinique odonto-stomatologique.
CI. MARTIN-DUPONT	Clinique néphrologique.
J. CANELLAS	Pharmacodynamie et hydrologie.
R. CANIVENC	Histologie.

G. DELORME	Electroradiologie.
J. DEPAULIS	Séméiologie chirurgicale.
J. RIVIERE	Séméiologie médicale.
H. DULONG DE ROSNAY	Bactériologie.
R. CROCKETT	Chimie organique et chimie analytique.
B. DARMAILLACQ	Chirurgie générale.
H. POUYANNE	Clinique neuro-chirurgicale.
R. CASTAING	Réanimation respiratoire et anesthésiologie.

PROFESSEUR ASSOCIE

A. BAGHDIANTZ	Physique et chimie (Pharmacie).

MM. *PROFESSEURS SANS CHAIRE*

J. DAVID-CHAUSSE	Médecine générale.
J. MARQUEVIELLE	Biochimie médicale.
M. BLANC	Neuro-psychiatrie.
CI. MASSE	Chirurgie générale.
R. MARAUD	Histologie et embryologie.
P. DU PASQUIER	Bactériologie.
J. STAEFFEN	Médecine générale.
J.-P. DUBECQ	Obstétrique.
G. NEVERRE	Physiologie.
J. MEUNIER	Histologie.
A. SERISE	Hygiène.
P. FERRET-BOUIN	Physique médicale.
J. VIDEAU	Anatomie.
P. BLANCHOT	Médecine générale.
L. DOUTRE	Chirurgie générale.
P. LOISEAU	Neuro-psychiatrie.
CI. VRIGNAUD	Physique pharmaceutique.
P. SOURREIL	Dermato-vénéréologie.
C. BERAUD	Thérapeutique.

MM. *MAITRES DE CONFERENCES AGREGES :*

R. JENSSEN	Chimie biologique.
J. BROUSSIN	Electroradiologie.
R. TESSIER	Pneumo-phtisiologie.
Mme J. SECHET	Biochimie médicale.
C. LAGARDE	Carcinologie.
H. LAZARINI	Médecine légale et Médecine du travail.
J. SOUMIREU-MOURAT	Obstétrique.
G. CABANIEU	Médecine générale.
R. LE LOURD	Pneumo-phtisiologie.
L. COURAUD	Chirurgie générale.
J. BENTEGEAT	Hématologie.
J. ROQUEBERT	Pharmacodynamie.
L. ARNE	Médecine générale et thérapeutique.
CI. MARTIN	Pédiatrie.
R. BAUTE	Cryptogamie.
V. DARGELOS	Microbiologie.
Mlle S. LARCEBAU	Toxicologie.
M. GADRET	Chimie analytique.
C. WONE	Médecine générale et thérapeutique.
J. JULIEN	Médecine générale et thérapeutique.
J.-J. BATTIN	Pédiatrie.
M. DALLOCCHIO	Cardiologie et maladies vasculaires.
J. AUBERTIN	Maladies infectieuses.
P. VERIN	Ophtalmologie.
M. GOT	Neuro-chirurgie.
J. TAVERNIER	Electroradiologie : diagnostic et thérapeutique.
J. VINCENT	Physiologie et explorations fonctionnelles.
L. CHEVAIS	Anesthésiologie.
G. GILLARDEAU	Anesthésiologie.
J. HONTON	Orthopédie et traumatologie.
M. BOMBART	Orthopédie et traumatologie.
A. HUGUES	Cancérologie.
M. SABATHIE	Anesthésiologie.
E. JOUZIER	Chimie biologique (Pharmacie).
F. COUSTOU	Législation et déontologie pharmaceutique.
P. AUMONIER	Pharmacie galénique.

MAITRE DE CONFERENCES ASSOCIE

J. MOULINIER . . . . . Hématologie.

AGRÉGÉS EN EXERCICE :

P. BIRBIS . . . . . Chirurgie générale.
J.-P. CALAMEL . . . . . Chirurgie générale.
L. TEXIER . . . . . Dermato-syphiligraphie.
R. GENESTE . . . . . Orthopédie.
F. FONTAN . . . . . Chirurgie générale.
J. LASSERRE . . . . . Orthopédie.

MM. *AGRÉGÉS LIBRES*

G. FAUGERE . . . . . Obstétrique.
M. L'EPEE . . . . . Médecine légale.
H. CABANIE . . . . . Anatomie.
L. CORCELLE . . . . . Ophtalmologie.
M. PORTMANN . . . . . Oto-rhino-laryngologie.
F. BALLANGER . . . . . Urologie.

MM. *CHARGÉS DES FONCTIONS DE MAITRE DE CONFERENCE :*

P. BONJEAN . . . . . Anatomie.
M. LAHOURCADE . . . . . Parasitologie.
M. SENTENAC . . . . . Anatomie.
G. DELMON . . . . . Anatomie pathologique.
J. TRIBOULEY . . . . . Immunologie sérologie.
F.-X. MICHELET . . . . . Stomatologie.
L. PINSON . . . . . Oto-rhino-laryngologie.
F. COHADON . . . . . Neuro-chirurgie.
J.-Cl. ROQUES . . . . . Physique médicale.
P. ESCHAPASSE . . . . . Physique médicale.
J. PACCALIN . . . . . Médecine générale et thérapeutique.

Le Conseiller administratif, Chef des services administratifs :
André ARGILAS.

L'Attaché d'administration universitaire, Directeur du cabinet :
Mme M. C. CHAPENOIRE.

Par délibération du 5 août 1879, la Faculté a arrêté que les opinions émises dans les thèses qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'elle entend ne leur donner ni approbation, ni improbation.

A MON PERE A MA MERE

A MA FAMILLE

A MES MAITRES

A MES CONFRERES

A MES AMIS

OU A LEUR MEMOIRE

A MONSIEUR LE PROFESSEUR MAZET

DOYEN

DE LA FACULTE DES SCIENCES DE LILLE

RECTEUR

DE L'UNIVERSITE DE CAEN

DOCTEUR HONORIS CAUSA

DE L'UNIVERSITE DE MONTREAL

QUI

EN CAPTIVITE

EN 1941 - 1942 - 1943

M'ENSEIGNA

LES MATHEMATIQUES

ET

LA MECANIQUE

A MONSIEUR LE PROFESSEUR DUBOIS

DE LA FACULTE DES SCIENCES

DE CLERMONT-FERRAND

ET

A MONSIEUR LE PROFESSEUR OLLIVIER

DE LA FACULTE DES SCIENCES

DE STRASBOURG

QUI

A CLERMONT-FERRAND

EN 1943 ET EN 1944

M'ENSEIGNERENT

LA PHYSIQUE

A MONSIEUR LE PROFESSEUR X. J. DUBECQ

DE LA FACULTE DE MEDECINE DE BORDEAUX

ET

A MONSIEUR LE PROFESSEUR MARRONNEAUD

DE LA FACULTE DE MEDECINE DE BORDEAUX

DE LA FACULTE DE MEDECINE DE MARSEILLE

QUI

A BORDEAUX

EN 1944 - 1945 - 1946 - 1947

M'ENSEIGNERENT

L'ODONTO-STOMATOLOGIE

A MONSIEUR LE PROFESSEUR R. COMOLET

PROFESSEUR

DE MECANIQUE EXPERIMENTALE

DES FLUIDES

A LA FACULTE DES SCIENCES

D'ORSAY

A MONSIEUR LE PROFESSEUR P. BENOIT

PROFESSEUR DE CLINIQUE

ODONTO-STOMATOLOGIQUE

A LA FACULTE

DE MEDECINE ET DE PHARMACIE

DE BORDEAUX

QUI

EN 1968 - 1969 - 1970

DIRIGEA CETTE THESE

AUX MEMBRES DU JURY

MONSIEUR LE PROFESSEUR P. BENOIT

PRESIDENT

MONSIEUR LE PROFESSEUR J. DUHAMEL

PROFESSEUR DE PHYSIQUE
MEDICALE ET PHARMACEUTIQUE

MONSIEUR LE PROFESSEUR J.Cl ROQUES

AGREGE DE PHYSIQUE MEDICALE

J ' E X P R I M E

M A

G R A T I T U D E

P L A N

		Pages
INTRODUCTION		
CHAPITRE I	- EDENTEMENTS	1
CHAPITRE II	- FORCES	
	I - MECANIQUE ET PHYSIQUE	5
	II - VECTEURS	14
	III - MECANIQUE DU SOLIDE	25
CHAPITRE III	- FORCES DE LIAISON	
	I - CONTACTS SOLIDES	30
	II - APPUI MUQUEUX	50
	III - LA DEPRESSION PAR JOINT SOLIDE	57
	IV - LE JOINT LIQUIDE PAR CAPILLARITE	64
	V - LE JOINT LIQUIDE PAR VISCOSITE	82
CHAPITRE IV	- FORCES APPLIQUEES	101
	I - FORCES APPLIQUEES PAR LES TISSUS MOUS	103
	II - LA MASTICATION	106
	III - PERCUSSIONS	120
CHAPITRE V	- EQUILIBRE DES FORCES	129
	I - FORCES CLASSIQUEMENT EQUILIBREES	137
	II - FORCES EQUILIBREES PAR IMPLANTATION	155
CHAPITRE VI	- L'ENSEMBLE PROTHETIQUE	
	I - LA PROTHESE	181
	II - L'IMPLANTATION	187
	III - LIAISON IMPLANTO-PROTHETIQUE	193
CHAPITRE VII	- EXPERIMENTATION	202
POSTFACE		208
CONCLUSION		211

I N T R O D U C T I O N

Nul ne saurait entendre l'Univers
s'il en ignore la langue
qui est la langue mathématique.

GALILEE.

Le laborieux cheminement de l'esprit humain, au cours des millénaires a permis, à partir d'une infinité d'êtres, de substances et d'évènements, de dépasser les données intuitives et, grâce à l'utilisation des notions d'unité et de quantité, de mesurer et d'établir des rapports et des relations.

L'observation et l'étude des faits a conduit à grouper ceux-ci en catégories obéissant aux mêmes règles, littéralement à les comprendre. Cette enquête a établi que des phénomènes qui paraissent n'avoir rien de commun relèvent des mêmes lois.

Ainsi le mouvement des planètes, la chute des corps, la formation des bulles de savon obéissent aux lois de l'attraction universelle ; l'équilibre de l'échelle contre le mur, l'irréversibilité de la vis, la trajectoire d'un mobile sur le sol, le comportement d'un corps pesant sur un plan incliné, l'action d'une courroie sur une poulie, obéissent aux lois du frottement ; à celles des percussions, le déplacement des billes de billard, le maniement correct du marteau.

" Les Mathématiques, disait POINCARE, sont l'art de donner le même nom à des choses différentes ", et R. BOIREL : " La recherche scientifique vise la découverte d'un phénomène mesurable, le savant pose comme principe premier que les phénomènes sont susceptibles d'une traduction mathématique."

Ainsi, les mathématiques deviennent progressivement le cadre de toute connaissance scientifique en perfectionnant sans cesse leur propre domaine et en appuyant par leurs méthodes et leurs résultats l'avancement de la science. Aussi bien souvent n'y a-t-il pas connaissance scientifique rigoureuse là où il n'y a pas mesure.

C'est pourquoi, dans de nombreux cas, les progrès d'une science peuvent être mesurés par l'importance plus ou moins grande qu'y jouent les mathématiques.

Cette primauté des mathématiques pose le problème métaphysique souligné par EINSTEIN :"Ce qui est incompréhensible c'est que le monde soit compréhensible."

Néanmoins la science repose sur l'expérience objective, cette expérience conduit à " des vérités, autrement dit à des énoncés communicables et authentifiés par des savants compétents." A partir de ces énoncés, il est possible d'effectuer des déductions logiques qui donc doivent être considérées comme fondées sur le souvenir d'expériences antérieurement vécues.

C'est ce qu'on appelle habituellement la science théorique qui met à profit une science expérimentale de base.

L'expérimentation peut être uniquement qualitative ou de plus quantitative. Le souci de la connaissance rationnelle quantitative succédant à la connaissance sensible qualitative marqua peut-être, plus que d'autres faits historiques, la fin du Moyen-Age et le début des Temps Modernes. C'est grâce aux mesures que les phénomènes, traduits en nombres, sont justiciables du calcul et c'est à l'expérimentation quantitative qu'il faut attribuer les perfectionnements techniques qui ont bouleversé les conditions de l'existence humaine.

La Mécanique et la Physique sont les meilleures illustrations de ce passage des constatations grossières aux mesures précises.

Quoi qu'il en soit, l'étude des phénomènes, leur mise en forme mathématique, donnent à l'homme prise sur l'univers par leurs applications techniques.

L'instrument mathématique est-il efficace en notre domaine ? la Mécanique et la Physique, qui expliquent les phénomènes dans un intervalle allant de l'atome à l'étoile, sont-elles applicables à notre spécialité.

Certes l'interprétation mécanique et physique de notre art n'est pas simple, mais il est néanmoins souhaitable, en prothèse dentaire, de vérifier si la conception technique effectuée par le praticien est adaptée et conforme aux lois correspondantes de la science, tant il est vrai que l'esprit ne peut se satisfaire toujours de méthodes empiriques alors même que celles-ci conduisent à des réalisations efficaces.

Chacun de nous est bien persuadé que tout patient constitue un cas unique et qu'en prothèse dentaire n'existent que des cas particuliers. Cependant des idées directrices sont nécessaires. La Mécanique et la Physique figurent-elles parmi les sciences susceptibles de fournir des régles applicables au traitement de l'infinité des cas d'édentement.

CHAPITRE I

E D E N T E M E N T S

1 - PROCESSUS D'EDENTATION.

Selon la dent affectée, l'être humain a 32 manières de perdre sa première dent permanente. Il a 31 manières de perdre la seconde, 30 de perdre la troisième, 29 la quatrième etc....

Le nombre de manières de perdre la totalité des dents s'élève donc à :

$$32 \times 31 \times 30 \times 29 \times ..... \times 3 \times 2 \times 1$$

Ce nombre, qui est la factorielle 32 : (32!), est vertigineusement élevé. Calculé en ordre de grandeur il s'élève à : 18×10^{34}. Il surpasse tout ce que l'esprit humain peut imaginer en ce domaine.

Pour concrétiser, supposons qu'il existe une calculatrice perfectionnée au point de donner à chaque seconde mille des ordres possibles de la perte des 32 dents ; c'est-à-dire, donnant à chaque seconde mille des permutations possibles de l'ensemble de 32 éléments distincts. Cette calculatrice, pour épuiser toutes les permutations devrait fonctionner sans interruption pendant 6 millons de milliards de milliards d'années.

2 - ETATS D'EDENTEMENT.

Mais, pour le prothèsiste, ces 18×10^{34} permutations n'aboutissent qu'à un seul état d'édentement : l'édentement total. En effet, bien que l'ordre de la perte de n dents ne soit pas complètement indifférent, il

importe généralement assez peu lorsque la cicatrisation s'est effectuée. Le prothésiste placé devant un cas d'édentement de n dents ne se préoccupe pas de l'ordre de leur perte.

Si nous prenons 3 dents données, il y a 3! = 6 manières de les perdre et ces 6 manières n'aboutissent qu'au seul état d'édentement des 3 dents données. Pour 4 dents données il y a 4! = 24 manières de les perdre.

Donc le nombre d'états d'édentement de 4 dents est :
(32 × 31 × 30 × 29) divisé par la factorielle 4.

Mais 32 × 31 × 30 × 29 étant égal à 32!/28! on a finalement un nombre d'état d'édentement de 4 dents égal à : $\frac{32!}{28!\ 4!}$ qui est le nombre de combinaisons par 4 de 32 éléments et pour n dents : $\frac{32!}{(32-n)!\ n!}$

le nombre d'états d'édentement est finalement la somme des termes de la même forme obtenus en faisant varier n de 0 à par valeurs entières

$$\sum_{n=0}^{n=32} \frac{32!}{(32-n)!\ n!} \qquad (I)$$

Les mathématiciens conviennent d'attribuer à 0! la valeur 1. Comme il se doit, ces quotients sont entiers car $\frac{32!}{(32-n)!}$ est le produit de n nombres entiers consécutifs, le plus grand étant 32. C'est un nombre entier qui est divisible par le produit n! des n premiers nombres entiers consécutifs. Les simplifications permettent donc des calculs très rapides pour chaque valeur de n. Les 32 dents sont réparties sur 2 arcades de 16 dents.

Le nombre d'états d'édentement pour une arcade est :

$$\sum_{n=0}^{n=16} \frac{16}{(16-n)!\ n!} \qquad (2)$$

et on a :

$$(I) = \left[(2) \right]^2$$

car à chacun des (2) états d'édentement d'un maxillaire peuvent correspondre les (2) états d'édentement de l'autre maxillaire. Faisons le calcul du nombre d'états d'édentement de 7 dents à une arcade :

$$\frac{16!}{(16-7)\,!\,7\,!} = \frac{16 \times 15 \times 14 \times 13 \times 12 \times 11 \times 10}{7 \times 6 \times 5 \times 4 \times 3 \times 2 \times 1}$$

$$= 4 \times 5 \times 2 \times 13 \times 2 \times 11 = 11440$$

Voici le nombre d'états d'édentement à une arcade pour chaque valeur de n : le premier nombre donne la valeur de n, le deuxième donne le nombre d'états d'édentement correspondant.

Le nombre d'états d'édentement de n dents est le même que celui de (16 - n) dents qui est le nombre d'états de "dentement" de n dents.
0 : 1, - 1 : 16, - 2 : 120, - 3 : 560, - 4 : 1820, - 5 : 4368, - 6 : 8008, - 7 : 11440, - 8 : 12870, - 9 : 11440, - 10 : 8008, - 11 : 4368, - 12 : 1120, - 13 : 560, - 14 : 120, - 15 : 16, - 16 : 1.
soit un total de 65.536 états d'édentement différents à une seule arcade.

Si l'on considère simultanément les 2 arcades de 16 dents le nombre d'états d'édentement est de 65.536 au carré soit : 4.294.967.296.

Pour établir toutes les formules dentaires possibles, à raison d'une formule par minute, 81 siècles seraient nécessaires.

Certains de ces résultats peuvent être obtenus plus rapidement en considérant que pour une dent donnée existent deux éventualités suivant sa présence ou son absence ; pour 2 dents données : 2^2, pour 3 dents données : 2^3, pour n dents données 2^n et pour les 32 dents : 2^{32}

Donc pour une hémiarcade le nombre d'états d'édentement est $2^8 = 256$; pour une arcade $2^{16} = (2^8)^2 = 256^2 = 65.536$, pour les 2 arcades : $2^{32} = (2^{16})^2 = 65.536^2 = 4.294.967.296$.

Si le nombre des éventualités est augmenté, par exemple pour tenir compte de la forme, de l'implantation, de la dimension de chaque dent, au lieu de ne considérer que sa seule présence, le nombre d'états d'édentement devient 4^{32}, c'est-à-dire $(2^2)^{32}$. Soit $2^{32} \times 2^{32}$ qui est en ordre de grandeur égal à 16×10^{20} qui est un nombre infiniment grand.

3 - SYSTEMATISATION DES ETATS D'EDENTEMENT.

Ces états d'édentement ne se produisent pas avec la même fréquence et le Calcul des probabilités est insuffisant. Il convient de lui adjoindre la Statistique. Il est dès lors possible d'opérer une systématisation qui fondée sur la seule probabilité serait sans intérêt, car généralement les vacuités seraient réparties au hasard sur l'arcade et la probabilité de se trouver dans une des classes définies serait négligeable.

Nous savons bien qu'il n'en est pas ainsi pour les cas que nous avons à traiter et surtout après préparation correcte de la bouche. Néanmoins les états d'édentement sont suffisamment nombreux, indépendamment des variations anatomiques, physiologiques ou pathologiques, pour qu'il soit souhaitable d'appliquer à la prothèse fondamentale les lois de la mécanique si l'on désire voir la spécialité s'affranchir de l'empirisme artisanal ou de règles mécaniques incertaines voire erronées qui lui servent quelquefois de fondement.

4 - BUTS DE LA PROTHESE DENTAIRE.

Le désir du patient est la reconstitution de la fonction masticatrice et la reconstitution de la fonction esthétique.

C'est la reconstitution de la fonction esthétique qui a été la préoccupation du premier appareillé.

Il n'est pas interdit de supposer qu'il s'agissait d'une femme désireuse de continuer à plaire malgré le préjudice que constituait la perte d'une incisive supérieure.

Dans son désarroi, elle a imaginé de remplacer cette incisive par un artifice, peut-être la dent perdue elle-même, qu'elle a fixé aux dents voisines, sans doute avec du fil blanc!

CHAPITRE II

F O R C E S

I

M E C A N I Q U E E T P H Y S I Q U E

5 - NOTION DE FORCE.

Elle a ainsi réalisé le premier attachement de l'art dentaire : attachement par liaison non rigide, qu'elle aurait pu appeler "stress breaker," tant sa détresse était grande.

Associant confusément l'idée de force à la possibilité ou à l'impossibilité de déplacement, et incapable de distinguer entre l'action et le système matériel qui la provoque ou celui qui la subit, elle aurait pu aussi qualifier cet attachement de "rupteur de force" du fait de la mobilité de sa dent au moindre contact et de son incapacité à résister au moindre effort. Il eût été impossible de tenir rigueur à notre édentée de sa confusion car ce n'est qu'au 17ème siècle que les lois de la mécanique furent établies avec exactitude.

6 - GALILEE.

Alors que les premiers mécaniciens regrettablement influencés par les idées (insoutenables en la matière) d'ARISTOTE (384-322) ont pensé pendant tout le moyen âge que la force est en relation avec la vitesse, c'est par l'étude expérimentale du mouvement des projectiles par rapport à la terre que GALILEE (1564-1642) comprit que, " quelle que soit la vitesse du projectile au départ, quelle que soit la nature du corps en mouvement, l'accélération du mouvement qu'il prend est constante, abstraction faite de perturbations que l'on doit attribuer à la résistance et à l'influence du milieu et que cette accélération a une direction unique qui est celle de la verticale du lieu, dirigée vers le bas "

Par la chute de sphères de plomb et de bois du haut de la tour de PISE, GALILEE discerna le premier cette qualité indépendante du corps en mouvement et établit la relation de cause à effet entre la force et l'accélération.

7 - NEWTON.

Peu après, dans l'étude du mouvement des planètes, NEWTON (1642-1727) reprenant les idées de COPERNIC (1473-1543) montra que les mouvements sont les mêmes que si le soleil exerçait sur chaque planète " une action se manifestant par une accélération constamment dirigée vers le centre du soleil et mesurée par le quotient d'une certaine constante par le carré de la distance de la planète au soleil."

La généralisation de cette loi constitue la loi de l'Attraction Universelle et LaGRANGE (1736-1813) et LAPLACE (1749-1827) mettaient le tout en équation.

" Ainsi, après des siècles d'ignorance, de recherches, de tâtonnements, de lueurs fugitives et de retours à l'obscurité, c'est par l'accélération qu'elle détermine que s'est manifestée la cause du mouvement."

Une longue suite d'expériences et de tentatives d'explication des phénomènes naturels a permis de préciser la notion vulgaire d'action (action génératrice d'accélération et aussi de déformations) et a conduit à la notion de force.

8 - LA STATIQUE.

Mais en art dentaire les mouvements sont de faible amplitude, les vitesses et les accélérations le plus souvent négligeables. On est conduit a rechercher quelles relations doivent exister entre les efforts qui s'exercent sur certains éléments pour qu'ils demeurent en équilibre c'est à dire pour qu'ils restent au repos par rapport au repère choisi.

En effet les notions de mouvement et de repos sont inséparables de celle de repère et on ne peut définir un mouvement sans dire à quel repère il est rapporté.

En prothèse les axes choisis ne seront ni ceux de COPERNIC, ni ceux de GALILEE. Ils ne seront pas liés à la Terre mais le plus souvent liés au maxillaire appareillé et parfois au maxillaire opposé.

L'étude des corps au repos fait l'objet de la Statique. Si l'on regarde le repos comme un cas particulier du mouvement, la Statique se présente comme un chapitre de la Dynamique, mais son importance pratique a conduit à en séparer l'étude. La distinction entre Dynamique et Statique tient surtout au fait que des méthodes spéciales permettent de résoudre les questions d'équilibre.

La Statique permet notamment l'étude des efforts que sont appelés à supporter les éléments engagés dans une construction que cette construction soit prothétique ou non.

Dans notre spécialité ces éléments sont les pièces prothétiques mais également les éléments de soutien : tissu osseux, tissu dentaire ou tissu muqueux.

9 - ARCHIMEDE.

Monuments romains et cathédrales prouvent que le développement de la Statique est antérieur à celui de la Dynamique. Dix-huit siècles avant GALILEE, ARCHIMEDE (287-212) établissait les lois des leviers qui font intervenir non seulement l'intensité de la force mais aussi la distance d'un point fixe au support de la force.

Donc, grâce à GALILEE, à NEWTON et à beaucoup d'autres savants on sait qu'une force se caractérise par son intensité, son point d'application, sa direction, et son sens ; qu'appliquée à un point matériel elle lui communique une accélération, que plusieurs forces peuvent produire des déformations lorsqu'elles sont appliquées à un système de points matériels, qu'il n'existe pas de dispositif rupteur de pesanteur ni de dispositif rupteur de force, enfin, qu'une force peut être équilibrée par d'autres forces d'une infinité de manières.

C'est heureux pour notre coquette, car dans le cas contraire sa nouvelle dent s'étant déséquilibrée et détachée, ce qui se produisit rapidement, elle n'aurait pu la récupérer en équilibre dans la bouche ou sur le sol et la replacer à l'aide d'une technique plus appropriée, sans doute avec un fil métallique.

C'était déjà un progrés, il y avait désormais une possibilité de rigidité que ne permettait pas le fil de lin, car celui-ci ne fonctionne qu'à la traction et pratiquement pas à la torsion.

10 - PRINCIPES DE LA MECANIQUE.

Ce fil, si on l'admet parfaitement flexible et inextensible, est le plus simple des mécanismes. Mais son étude soulève déjà bien des difficultés car il est indispensable de connaître quelles lois régissent les actions mutuelles des points auxquels il est attaché, et comment se comporte

un point soumis simultanément à la traction de plusieurs fils.

Les réponses sont encore fournies par les deux géants. Ce sont deux hypothèses invérifiables directement mais vérifiées par leurs conséquences : Le principe de l' " Egalité de l'action et de la réaction " énoncé par NEWTON et le principe de l' " Indépendance des effets de forces " dont l'origine se trouve dans les travaux de GALILEE.

11 - LA LIMITE DE LA MECANIQUE.

Pour saisir la portée de ces principes et aussi celle des autres concepts fondamentaux de la mécanique il ne faut pas vouloir y trouver la représentation exacte de la réalité. La science, sans atteindre la véritable nature des choses, se propose simplement de donner une explication cohérente des faits d'un certain domaine et dans une certaine mesure de les prévoir.

Comme NEWTON l'a dit : " Tout se passe comme si ces principes et concepts étaient vrais et cela suffit pour qu'ils soient utiles. " Or leurs conséquences ont toujours été vérifiées par l'expérience ou l'observation dans la mesure où elles pouvaient l'être. Ils ont reçu une magnifique consécration dans l'explication et la prévision des phénomènes célestes et plus récemment dans la mécanique spatiale.

Mais la mécanique newtonienne n'est qu'un cas particulier et la physique moderne est arrivée à l'observation de phénomènes pour lesquels la mécanique classique est insuffisante. Deux nouvelles mécaniques, la mécanique ondulatoire et la mécanique relativiste ont été établies. La mécanique classique ne donne pas la vision synthétique du réel dont rêvait DESCARTES : tout expliquer par forme et mouvement. Mais il demeure que la mécanique newtonienne, après des "millénaires d'obscurité, trois siècles de splendeur, un échec face à des phénomènes qui n'étaient pas de son domaine, un regain d'actualité dû au lancement des engins spatiaux," suffit largement à notre spécialité et à beaucoup d'autres.

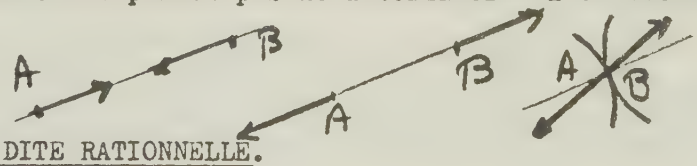
12 - EGALITE DE L'ACTION ET DE LA REACTION.

L'énoncé du principe de l'Egalité de l'action et de la réaction est le suivant :

" Si un point matériel A agit sur un point matériel B (en l'espèce deux points du fil fixant l'incisive de notre appareillée) cette action est une force. Cette force est appliquée en B suivant la droite AB, de plus l'action de B sur A, qu'on appelle réaction, est une force directement opposée à l'action de A sur B et appliquée en A. "

Si, au lieu d'agir par l'intermédiaire d'un fil, le point A agit sur le point B par les actions de contact des extrémités d'une mince tige rigide, l'action, toujours dirigée suivant AB, est répulsive.

Si les points A et B sont les points de contact de deux solides, les actions mutuelles, dites dans ce cas actions de contact, ont une direction que le principe énoncé ne permet pas de déterminer. Il en reste qu'elles sont opposées.



13 - LA MECANIQUE DITE RATIONNELLE.

Avant d'énoncer le principe de l'Indépendance des effets de force et d'aborder les applications à la prothèse fondamentale de ces deux principes, il importe de comprendre que la portée pratique des résultats auxquels elle peut conduire est nécessairement limitée.

En effet le comportement des corps dépend de propriétés multiples et complexes telles que leur forme, leur homogénéité, leur élasticité, le degré de poli de leur surface (c'est-à-dire des frottements) etc....

Les ressources de la science la plus élevée ne permettent pas de tenir complètement compte de toutes leurs propriétés particulières et de prévoir quantitativement et de manière rigoureuse, même dans les cas d'apparence très simples, les différents comportements d'un corps soumis à des actions connues.

On est obligé de substituer aux corps de la nature des corps fictifs : point matériel, solide indéformable, corps poli, fil parfaitement flexible et inextensible etc... doués de propriétés voisines mais différentes. La science que l'on constitue au moyen de ces êtres qui ne sont pas tout à fait des êtres de raison est appelée, peut être un peu abusivement, Mécanique Rationnelle.

Afin de pouvoir l'appliquer à notre spécialité comme aux autres, des hypothèses simplificatrices interviendront à tout moment : par exemple pour la muqueuse : formes géométriques approchées se substituant aux formes réelles, élasticité uniforme, frottements négligeables etc...

Bien que la Mécanique Rationnelle soit parfois éloignée des applications, son intérêt pratique est incontestable. Elle explique l'allure générale des phénomènes mécaniques et, lorsqu'elle le peut, essaie de les prévoir. Elle donne en quelque sorte une première approximation des résultats. Mais si l'on veut éviter de graves mécomptes, il ne faut pas oublier que ses conclusions doivent être soumises au contrôle de l'expérimentation et de l'observation.

Ceci est vrai pour les phénomènes purement mécaniques et à fortiori lorsque interfèrent des phénomènes biologiques. La Mécanique Rationnelle est en somme à la mécanique réelle ce que la géométrie pure est à la géométrie des éléments naturels. La géométrie pure substitue aux objets de la nature des êtres de raison : point, droite, cercle etc...

Les résultats auxquels conduisent les raisonnements appliqués à ces créations de l'esprit constituent une approximation précieuse pour la connaissance et le comportement des corps naturels.

14 - LA PHYSIQUE.

La mécanique est classée parmi les sciences mathématiques. Le mathématicien pose des difinitions d'une parfaite correction et en déduit les conséquences par des raisonnements d'une absolue rigueur.

Mais la rigueur mathématique n'est possible que lorsque l'on a renoncé à se demander à quels points les définitions choisies correspondent aux phénomènes réels.

Au contraire, le physicien ne choisit pas les objets qu'il veut définir. Ils se présentent à lui parmi mille autres et leur définition se ressent forcément de la complexité du monde réel et de la difficulté à en saisir l'ensemble aussi bien que les détails.

C'est ainsi que le mathématicien réduit la force à un concept purement géométrique, dépourvu de sens physique, alors que le physicien s'attache à en reconnaître les divers caractères et à donner une définition expérimentale de sa mesure.

Ainsi, Mécanique Rationnelle et Mécanique Physique sont inséparables dès que l'on entreprend l'étude des phénomènes réels faisant intervenir forces et équilibres, repos et mouvement, action et contrainte, étude ayant pour objet de déterminer les positions successives dans l'espace, soit des corps matériels, c'est-à-dire leurs déplacements, soit les positions de leurs parties respectives, c'est-à-dire leurs déformations.

15 - QUELQUES GRANDEURS ET UNITES DE LA MECANIQUE ET DE LA PHYSIQUE.

A partir des unités fondamentales de MASSE (M) : gramme g, kilogramme kg, de LONGUEUR (L) : mètre m, centimètre cm, millimètre mm, micron : (1 millième de mm), de TEMPS (T) : seconde s, se déduisent les unités dérivées suivantes :

- SURFACE : (L^2) : m^2, cm^2, mm^2. - VOLUME : (L^3): m^3, cm^3, mm^3. -

- VITESSE : Longueur/Temps : (LT^{-1}) : m/s, cm/s, mm/s.-

- ACCELERATION : variation de Vitesse/Temps : (LT^{-2}):m/s^2, cm/s^2, mm/s^2.

- DEBIT : Volume écoulé/Temps : (L^3T^{-1}).

- FORCE : Masse × Accélération : (MLT^{-2}).
  dyne : 1g × $1cm/s^2$ (système cgs)
  gramme-force : gf = gramme-poids : gp = 1g × 981 cm/s^2
  kilogramme-force : kgf = 1kg × 9, $81m/s^2$ (système pratique)
  newton : 1 kg × $1m/s^2$ (système international)

- PRESSION ou TENSION : Force/Surface $(MLT^{-2}/L^2 = ML^{-1}T^{-2})$: kgf/cm^2, gf/cm^2.

- TRAVAIL : Force × Longueur : (ML^2T^{-2}): erg (cgs), kilogrammètre (pratique)
  joule (international).

- PERCUSSION = IMPULSION : Masse × Vitesse : (MLT^{-1}) = Force × Temps.

- PUISSANCE : Travail/Temps : (ML^2T^{-3}) = Force × Vitesse :
  cheval-vapeur, watt = joule/s (international).

- ENERGIE CINETIQUE : ½ Masse × Vitesse = Impulsion × variation de vitesse
  $(\frac{1}{2} ML^2T^{-2})$

- TENSION SUPERFICIELLE : Force/Longueur : (MT^{-2}) = Travail/Surface.

- VISCOSITE : Force/Surface × variation de Vitesse/Longueur : $(ML^{-1}T^{-1})$
  poise (cgs) : 1 dyne par cm2 quand gradient V=1cm/s par cm
  centipoise, poiseuille (international): 1 newton par m2
  quand gradient V = 1 m/s par mètre.

- ANGLE BALAYE : Longueur de l'arc/Rayon : (L^0) : nombre.

- VITESSE ANGULAIRE : Angle/Temps = Vitesse/Rayon : (T^{-1}).

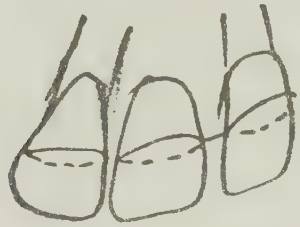
- COUPLE : Force × Distance à l'axe = Travail/Angle : (ML^2T^{-2})
  cm × gf, cm × kgf, m × kgf (pratique)
  mètre.newton (international).

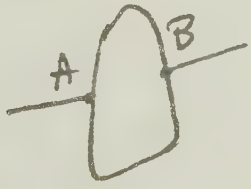
- TRAVAIL D'UN COUPLE : Couple × Angle : (ML^2T^{-2}).

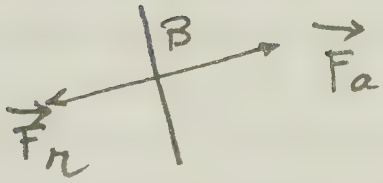
II

VECTEURS

16 - CALCUL VECTORIEL.







Revenons à notre édentée incisive qui avait peut être fixé sa dent artificielle de la manière indiquée ci-contre.

Une première abstraction consiste à considérer la dent maintenue par deux forces élémentaires appliquées aux points A et B. Nous savons déjà que la force qui s'exerce sur la dent au point B et qui est une force appliquée $\overrightarrow{Fa}$ crée sur le fil au point B une force de réaction qui lui est opposée $\overrightarrow{Fr}$.

Il est très commode de représenter ces forces par des flèches qui donnent instantanément les quatre renseignements les plus importants : le point d'application de la force qui est l'extrémité non fléchée, son intensité qui est proportionnelle à la longueur de la flèche, sa direction qui est celle de la tige, son sens qui est celui de l'extrémité non fléchée à l'extrémité fléchée.

Ces flèches sont des vecteurs et les raisonnements qu'elles permettent constituent le calcul vectoriel qui, comme tous les procédés de calcul, est un instrument destiné à simplifier les choses et certes pas à les compliquer.

Conçu par BELLAVITIS en 1825, le vecteur est un segment orienté, représenté dans sa longueur, sa direction et son sens. Il simplifie les calculs par sa notation condensée. En mécanique il permet la représentation des forces, des vitesses, des accélérations mais non celle des déplacements.

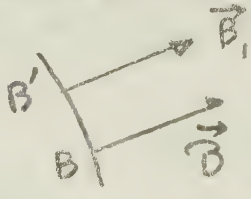
Deux vecteurs sont équipollents s'ils ont même longueur, appartiennent à la même droite ou à des droites parallèles et sont de même sens.

Pour que deux vecteurs soient équipollents il faut et il suffit que par une translation on puisse amener un de ces vecteurs en coincidence avec l'autre.

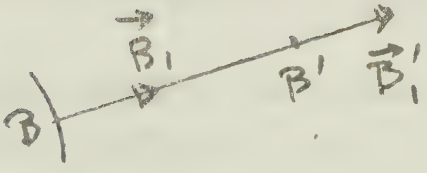
Deux vecteurs sont opposés s'ils sont égaux, appartiennent à la même droite ou à des droites parallèles et sont de sens contraire.

Si deux vecteurs opposés appartiennent à la même droite on dit qu'ils sont directement opposés.

Un vecteur est libre lorsqu'il n'est défini qu'à une translation près.

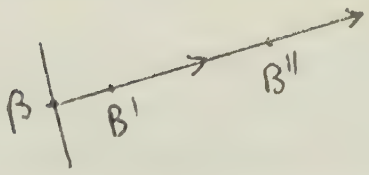


Si le point d'attache B n'est pas fixe et se déplace sur la surface de la dent, ce sera le cas de $\vec{B}$ à condition que le nouveau vecteur $\vec{B}_1$ soit équipollent à l'ancien $\vec{B}$.



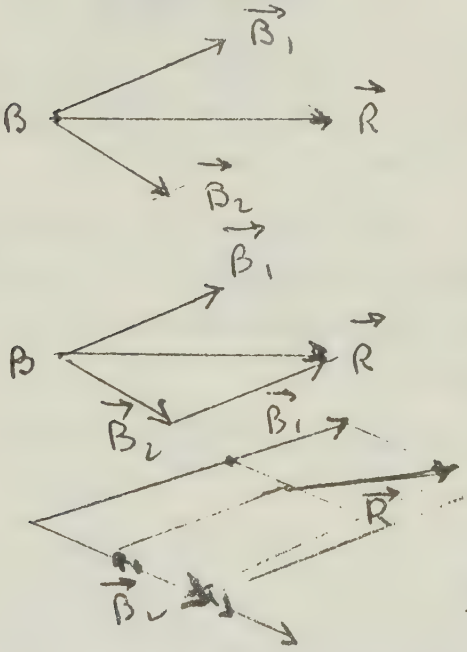
On appelle vecteur glissant un vecteur qui n'est défini qu'à un glissement près sur son support : pour le vecteur force $\vec{B}_1$ il importe peu de savoir s'il s'applique en B ou en B' car dans les deux cas l'effet sur B est le même.

Si l'on désire que le vecteur force s'applique en B' (pour étudier le comportement du fil en chacun de ses points par exemple) on dit qu'il s'agit d'un vecteur lié.



En effet si la traction s'exerce en B'' au lieu de s'exercer en B' le comportement des points du fil entre B' et B'' n'est pas le même.

17 - LA RESULTANTE.



Considérons les deux vecteurs $\vec{B1}$ et B2 appliqués en B et qui sont concourants. On appelle résultante $\vec{R}$ de ces vecteurs leur somme géométrique placée de façon que son support passe par le point commun aux supports des vecteurs donnés. On peut les construire selon l'une ou l'autre des figures ci-contre. Dans ce cas ce sont des vecteurs liés.

Il est également possible de composer des vecteurs glissants.

18 - INDEPENDANCE DES EFFETS DE FORCE.

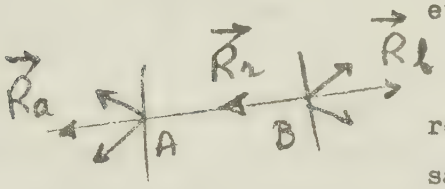
Il convient en statique d'énoncer ce principe de la manière suivante :

" Plusieurs forces agissant simultanément sur un point matériel produisent le même effet qu'une force unique représentée par le vecteur résultant de ceux qui représentent les forces données."

19 - COMPOSITION DES FORCES.

Cette force est dite résultante des forces données, celles-ci sont des composantes de cette résultante. Remplacer les forces appliquées à un point par leur résultante, c'est composer ces forces. Remplacer une force par plusieurs forces dont elle est la résultante, c'est décomposer la force.

Si la dent est attachée de la manière indiquée il existe en A et en B deux forces qui composées donnent les résultantes $\overrightarrow{Ra}$ et $\overrightarrow{Rb}$.

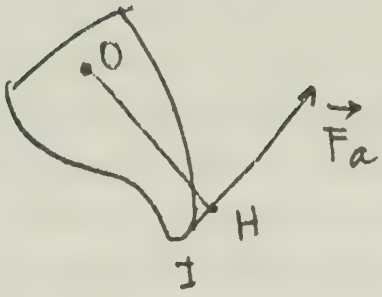


La réaction de la dent en B peut être représentée par $\overrightarrow{Rr}$ qui est le vecteur glissant directement opposé en $\overrightarrow{Rb}$.

Notre appareillée s'est aperçue rapidement qu'au moindre contact de la langue sur le bord incisif de la dent artificielle celle-ci se déplace. Une nouvelle force est intervenue, la tension des fils se modifie, les vecteurs-force varient et il se crée un nouvel état d'équilibre aussitôt détruit lorsque la pointe de la langue abandonne le bord incisif de la dent. Il existe une mobilité du plus déplorable effet. Aussi a-t-elle fait remplacer le fil de lin par un fil métallique beaucoup plus rigide.

20 - MOMENTS.

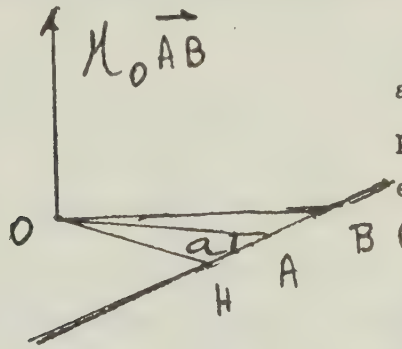
La mobilité est considérablement réduite. Entre les points A et B et aussi entre les points C et B le fil métallique se comporte comme une barre de torsion. La pression de la langue sur le bord



incisif I suivant la direction IFa provoque une rotation autour de l'axe BC. Cette rotation est d'autant plus certaine que la force $\vec{Fa}$ appliquée en I et la distance OH de O (axe du fil) à la force $\vec{Fa}$ sont plus grandes.

On reconnait en cette longueur OH un bras de levier. Ce sont les lois des leviers d'ARCHIMEDE qui ont conduit à la notion de moment.

a) Moment par rapport à un point.



Le moment de la force $\vec{AB}$ par rapport au point O est le vecteur d'origine O perpendiculaire au plan OAB, dont le sens est tel que le trièdre OABM soit direct (un homme placé selon OA, pieds en O, tête en A et regardant B voit M à sa gauche).

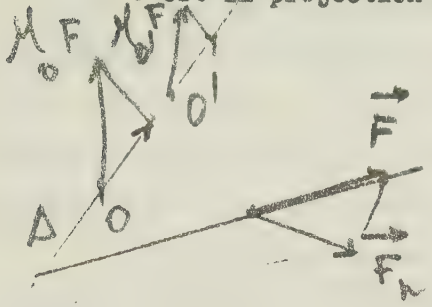
Le moment de la force $\vec{AB}$ par rapport au point O est égal au produit vectoriel $\vec{OA} \wedge \vec{AB}$ des vecteurs $\vec{OA}$ et $\vec{AB}$ pris dans cet ordre. Son intensité est égale à $\vec{OH}.\vec{AB}$ c'est-à-dire à OA.AB.sin.a.

OH est une longueur, AB est une force, le vecteur moment d'une force est donc exprimé en centimètres-grammes-force, centimètres-kilogrammes-force, mètres-kilogrammes-force (système pratique), centimètres-dynes (cgs), mètres-newtons(international).

AB,OH,OM, représentent des quantités de nature différente mais qui chacune peuvent être représentées par un vecteur à condition de définir pour chaque vecteur le vecteur unitaire correspondant.

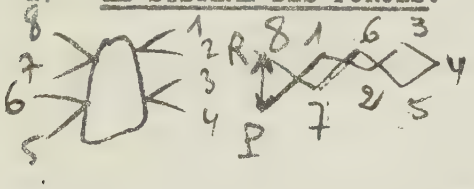
Le moment de $\vec{AB}$ par rapport à O est nul si O se trouve sur le support de $\vec{AB}$.

b) Moment par rapport à un axe.



C'est la projection sur l'axe du moment de la force par rapport à chaque point de l'axe. Cette projection est constante, elle est égale au moment par rapport à l'axe, de la composante, orthogonale à l'axe, de la force.

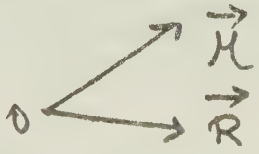
21 - LE SYSTEME DES FORCES.



Si la dent est fixée au moyen du système de forces constitué par 8 forces, la résultante de ce système de forces est R construite ci-contre.

Lorsque la dent est en équilibre le polygone est fermé par le vecteur force qui figure le poids de la dent et la résultante est nulle.

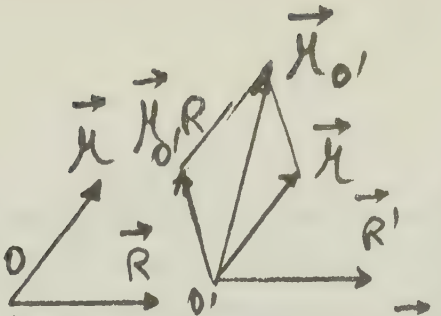
Le moment résultant du système des 8 forces par rapport à un point O quelconque est la résultante des moments de chaque force par rapport à ce point O. (Théorème de VARIGNON 1654-1722). L'équilibre exige que ce moment soit également nul.



En un point O le système des forces se caractérise donc par sa résultante $\vec{R}$ et son moment résultant $\vec{M}$.

Deux systèmes de forces sont équivalents s'ils ont même résultante et même moment résultant par rapport à tout point.

La dent artificielle est un solide qui effectue des déplacements c'est-à-dire des translations et des rotations. On conçoit déjà que $\vec{R}$ concerne la translation et $\vec{M}$ la rotation du solide.



Par rapport à un point O' le système de forces se caractérise par sa résultante $\vec{R'}$ et son moment $\vec{M'}$.

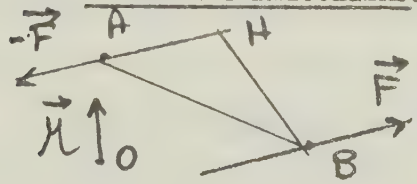
$\vec{R'}$ est équipollent à $\vec{R}$ mais $\vec{M'}$ est égal à la somme géométrique de $\vec{M}$ et du moment par rapport à O' de $\vec{R}$: donc deux systèmes qui ont même résultante et même moment résultant par rapport à un point particulier ont même résultante et même moment résultant par rapport à tout point et sont équivalents.

$\vec{R}$ est un vecteur libre, $\vec{M}$ est un vecteur lié au point considéré.

$\vec{R}$ et $\vec{Mo}$ sont les éléments de réduction du sytème de forces au point O.

$\vec{R}$ et $\vec{Mo'}$ sont les éléments de réduction par rapport à O'

22 - SYSTEMES PARTICULIERS.



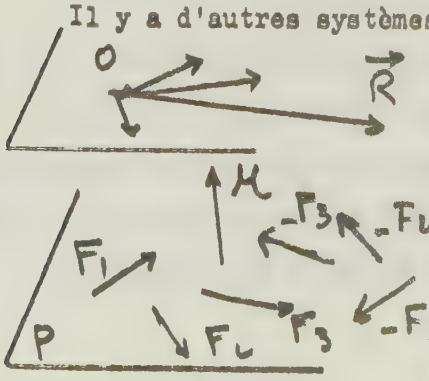
Quand $\vec{R} = 0$ et $\vec{M} \neq$ de 0 le système se réduit à un couple. Le couple est un système de forces particulier. Le moment du couple est égal à

$$\mathcal{M}_H \vec{F} = \mathcal{M}_A \vec{F} = \mathcal{M}_B(-\vec{F}) = \mathcal{M}_O \vec{F} + \mathcal{M}_O(-\vec{F})$$

Il est le même pour tous les points de l'espace.

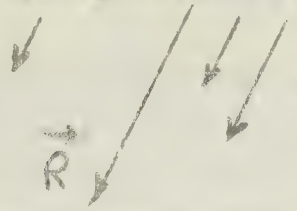
Mais généralement un système de force se réduit à une résultante générale ou résultante de translation et à un moment résultant ou résultante de rotation ou couple.

Il y a d'autres systèmes particuliers :



Les systèmes de forces concourantes se réduisent à une résultante passant par le point de concours des forces. Les systèmes de forces situées dans un même plan se réduisent à une résultante unique passant par un point du plan ou à un couple perpendiculaire au plan si la résultante est nulle.

Les systèmes de forces parallèles admettent une résultante unique qui passe par un point fixe qui est le centre de gravité pour la pesanteur et plus généralement le centre des vecteurs parallèles ou barycentre. Le couple est nul pour tous les points du support de cette résultante, mais non pour les autres points.



23 - OPERATIONS ELEMENTAIRES.

On effectue une opération élémentaire sur un système de vecteurs glissants quand on adjoint ou qu'on supprime deux vecteurs glissants directement opposés ; que l'on remplace des vecteurs concourants par leur résultante ou un vecteur par plusieurs vecteurs dont il est la résultante.

Par des opérations élémentaires il est possible de réduire tout système de vecteurs à trois vecteurs ayant pour origine trois points non alignés arbitrairement choisis.

24 - AXE CENTRAL.

C'est une droite unique ayant la direction de la résultante. Les éléments de réduction (résultante et moment résultant) par rapport à chaque point de l'axe sont portés par l'axe lui-même.

Lorsque les vecteurs représentent les vitesses des points d'un solide en mouvement par rapport à un repère (par exemple la mandibule par rapport au maxillaire supérieur), le mouvement instantané est le même que si le solide était animé à un instant donné d'un mouvement hélicoïdal dont l'axe instantané de rotation et de glissement est l'axe central.

Ce mouvement est équivalent au mouvement de roulement et de glissement de deux surfaces réglées l'une sur l'autre, l'une de ces surfaces étant liée au maxillaire inférieur, l'autre au maxillaire supérieur. (Une surface réglée est une surface engendrée par une

La droite de contact entre les deux surfaces constitue l'axe de rotation et de glissement c'est-à-dire l'axe du mouvement hélicoïdal tangent au mouvement réel à l'instant considéré. Cet axe varie à chaque instant.

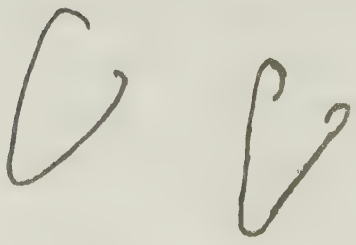
La figuration exacte des mouvements mandibulaires exigerait donc une infinité de couples de surfaces réglées et est impossible. Aussi les articulateurs utilisent-ils divers points et surfaces géométriques simples dont les contacts ne peuvent donner qu'une figuration approchée des mouvements réels de la mandibule.

25 - MOUVEMENTS MANDIBULAIRES.

Au cours des mouvements d'ouverture, de fermeture, de propulsion et de rétropulsion ou des mouvements résultant de la combinaison d'un des deux premiers mouvements avec un des deux derniers, l'axe instantané est un axe de rotation sans glissement. Il y a roulement de la surface liée au maxillaire inférieur sur la surface liée au maxillaire supérieur.

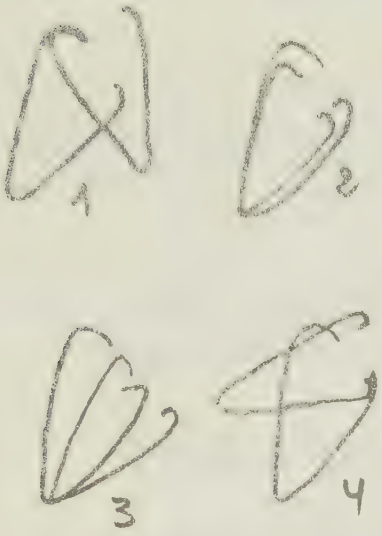
Ces deux surfaces réglées ont alors des génératrices qui sont transversales. Ces surfaces sont des cylindres ou portions de cylindres qui ne sont pas de révolution. Leur directrice sur le plan sagittal est formée de deux courbes appelées roulante et base dans l'étude du déplacement d'une figure plane dans son plan.

Leur forme est probablement et approximativement celle des courbes ci-contre.



Des génératrices transversales s'appuyant sur ces directrices engendrent des portions de cylindres liés l'un au maxillaire supérieur, l'autre au maxillaire inférieur.

Le deuxième cylindre roule sans glisser sur le premier qui est fixe si le repère choisis est le maxillaire supérieur.



De 1 à 4 nous donnons ce qui nous semble être approximativement la forme et les positions successives des directrices du début à la fin du mouvement d'ouverture.

L'axe instantané de rotation qui est transversal passe à chaque instant par les points de tangence des deux directrices. Dans l'espace les courbes deviennent des surfaces tangentes suivant une génératrice qui est l'axe instantané de rotation.

Il n'y a pas glissement des deux surfaces l'une sur l'autre mais seulement roulement.

26 - MOUVEMENTS DE LATERALITE.

Dès que les mouvements sagittaux d'ouverture, fermeture, propulsion sont combinés avec un quelconque mouvement de latéralité les surfaces de roulement ne sont plus des cylindres quelconques mais des surfaces réglées quelconques.

La droite de tangence n'est plus transversale mais oblique par rapport au point sagittal.

Cette droite de tangence reste axe instantané de rotation mais devient également axe de glissement. Le mouvement instantané n'est plus comme précédemment une rotation autour d'un axe instantané variable se déplaçant tout en restant parallèle à lui même, mais un mouvement hélicoïdal autour d'un axe instantané qui est à la fois axe instantané de rotation et de glissement.

Cette étude montre la difficulté de matérialisation des mouvements mandibulaires y compris ceux pour lesquels est maintenu au moins un contact dentaire qui sont les seuls qui intéressent le prothésiste.

Théories de la sphère et du cylindre sont des cas très particuliers des mouvements instantanés réels qui, pour la mandibule comme pour tout solide en mouvement, sont dans le cas le plus général des mouvements hélicoïdaux.

L'étude des mouvements mandibulaires est donc à reprendre en utilisant des données mathématiques plus rigoureuses.

27 - MOUVEMENTS D'UN SOLIDE AUTOUR D'UN POINT FIXE.

Le mouvement continu d'un solide autour d'un point fixe est un mouvement de rotation, sans glissement, autour d'un axe passant par le point fixe. Cet axe se déplace à chaque instant.

Les deux surfaces réglées sont des cônes dont les sommets se trouvent au point fixe. Le mouvement du solide est obtenu par le roulement sans glissement d'un cône sur l'autre.

S'il était établi que, lors des mouvements de latéralité, un point lié à la mandibule demeure fixe dans le repère lié au maxillaire supérieur, la détermination des surfaces coniques permettrait la figuration exacte de ces mouvements de latéralité. Dans cette éventualité existeraient ^{2} points fixes voisins de chaque condyle.

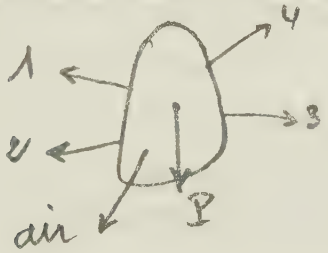
Mais en réalité il semble que dans les mouvements de latéralité voisins de l'occlusion centrique il conviendrait de déterminer le mouvement hélicoïdal approché par détermination de l'axe de rotation, le glissement étant déterminé par la pente du condyle opposé.

III

MECANIQUE DU SOLIDE.

28 - FORCES EXTERIEURES ET FORCES INTERIEURES.

La dent artificielle est en équilibre lorsque les résultantes des forces qui s'appliquent sur elle sont toutes nulles. Elle est soumise aux forces de traction des fils, mais aussi aux forces de pesanteur et aux forces dues à la circulation des molécules d'air à sa surface. Les forces de pesanteur sont des forces à distance les autres sont des forces de contact. Toutes sont des forces extérieures à la dent.



Il existe aussi des forces intérieures. Ce sont celles qui assurent la solidité, la cohésion de la matière constituant la dent, c'est-à-dire les actions intermoléculaires.

En vertu de l'égalité de l'action et de la réaction, les forces intérieures s'équilibrent toutes, donc la dent est en équilibre quand le système des forces extérieures est nul, c'est-à-dire quand la résultante et le moment résultant des forces extérieures sont nuls.

La condition de l'équilibre est donc $\vec{R} = 0$, $\vec{M} = 0$.

Mais cette distinction entre forces extérieures et forces intérieures n'est pas imposée à priori. Elle dépend de la façon dont on a délimité l'ensemble étudié.

Si nous considérons chez l'édenté complet implanté l'ensemble des éléments suivants :
os maxillaire supérieur, implants, muqueuse, infrastructure métallique, selles, dents artificielles, tout ceci au maxillaire supérieur
puis : aliments interposés et soumis à la mastication
puis : dents, selles, muqueuse, infrastructure, implants, maxillaire inférieur,

tous ces éléments ont entre eux et dans un certain ordre des actions de contact. Nous pouvons distinguer,par délimitation arbitraire dans l'ensemble des éléments étudiés et donc répartir les forces en forces intérieures et forces extérieures. De plus les vitesses et les accélérations étant très réduites, ces éléments se trouvent dans un état très voisin de l'équilibre. Nous pouvons éliminer toutes les forces intérieures. Il reste à étudier l'équilibre des forces extérieures.

Par exemple, si nous considérons comme forces extérieures celles qui s'appliquent aux faces triturantes des dents de l'arcade inférieure, celles qui s'appliquent aux surfaces prothétiques en contact avec le squelette ou avec la muqueuse ainsi que les forces de pesanteur, d'ailleurs généralement négligeables devant les forces qui résultent de la mastication, nous éliminons en bloc toutes les actions de contact entre les éléments prothétiques eux-mêmes : porcelaine, résine, métal, ressorts, articulations, glissières, attachements,etc ...

Il reste à examiner l'équilibre des forces appliquées par la pesanteur, les aliments et éventuellement l'arcade supérieure et les forces de réaction des tissus osseux ou muqueux du maxillaire inférieur, si l'on veut bien admettre que les forces appliquées par le passage de l'air ou par le contact des tissus mous sont négligeables devant les forces appliquées par la mastication.

L'ensemble de ces forces appliquées et des forces de réaction doit constituer un système nul. Donc, la connaissance des forces appliquées permettra de connaître les forces de réaction, le système des forces de réaction étant dès lors l'opposé du système des forces appliquées.

Il sera possible de juger si ces forces sont compatibles avec ce que l'on peut demander aux tissus osseux et muqueux, ceci compte tenu de la conception de la prothèse.

Dans la négative il sera nécessaire de concevoir un nouvel agencement prothétique entraînant des réactions des tissus de soutien compatibles avec les possibilités mécaniques de ces tissus.

29 - CONDITIONS DE L'EQUILIBRE.

La condition de l'équilibre se traduit par les équations vectorielles : $\vec{R} = 0$, - $\vec{M} = 0$.

Si les vecteurs R et M ont pour coordonnées, par rapport à un trièdre d'axes, les six quantités X, Y, Z, L, M, N, ces deux équations vectorielles représentent six équations algébriques qui sont les six conditions générales de l'équilibre :

$X = 0$, $Y = 0$, $Z = 0$, $L = 0$, $M = 0$, $N = 0$

Ces six conditions sont nécessaires pour l'équilibre mais elles ne sont suffisantes que lorsqu'elles s'appliquent à des systèmes matériels indéformables.

Lorsqu'il s'agit d'étudier l'équilibre d'un système déformable il convient d'appliquer les conditions de l'équilibre à l'ensemble des forces extérieures pour obtenir une première condition de l'équilibre. Mais on est généralement conduit ensuite à étudier séparément l'équilibre de chacune des parties indéformables dont se compose le système en leur appliquant les mêmes conditions. Il faut alors introduire les réactions des autres parties du système sur celles-là.

Un corps solide réel, à cause de son élasticité, n'est pas rigoureusement un solide invariable. Mais il existe de nombreux cas où les déformations sont très petites devant les dimensions du solide et il est par suite possible d'appliquer au solide réel les raisonnements qui ne sont valables que pour le solide invariable.

C'est ainsi que nous pouvons considérer comme solide invariable un ensemble prothétique quelconque sauf pour les parties auxquelles on a intentionnellement donné des propriétés facilitant les déformations, telles que bras de crochets, articulations dans la limite des buttages éventuels, ressorts de rappel etc...

Il faut aussi que les forces restent inférieures à certaines limites au-delà desquelles se produiraient une rupture ou une déformation permanente de la prothèse, une fracture ou un traumatisme des tissus de soutien.

30 - LIAISONS ET REACTIONS.

Le solide invariable, c'est-à-dire la totalité ou chaque partie de la prothèse se comportant comme un solide, n'est pas toujours libre de prendre un mouvement quelconque. Par exemple une prothèse amovible partielle ne peut se déplacer notablement que dans la direction et le sens de la désinsertion. Cette seule possibilité de mouvement est imposée par les actions des contacts muqueux et dentaires, lesquels, particulièrement pour les contacts dentaires, ont été déterminés avec précision.

Toutes ces conditions, qui limitent le mouvement du solide, sont des liaisons auxquelles il est assujetti. Mécaniquement la prothèse constitue donc un solide gêné, assujetti à rester en contact avec certaines surfaces, certains axes, certains points.

31 - FORCES APPLIQUEES.

Les forces extérieures qui agissent sur la prothèse étudiée comprennent alors des forces résultants des actions de contact qu'exercent sur elle les obstacles qui limitent son mouvement. Ces actions de contact sont des liaisons qui développent des forces de réaction, tandis que toutes les autres forces qui agissent sur elle sont les forces appliquées.

Tandis que les forces appliquées peuvent être connues à priori les forces de réaction ne le sont pas : on ne connait que certaines conditions auxquelles elles doivent satisfaire et qui résultent de l'existence ou de l'absence de frottement.

32 - BUT DE LA STATIQUE.

Le problème statique de l'équilibre de la prothèse comprend alors deux parties : il faut d'une part chercher quelles conditions doivent satisfaire les forces appliquées pour que la prothèse reste en

équilibre dans une position donnée ou au voisinage immédiat de cette position, d'autre part il convient de calculer les réactions, en cherchant quelles valeurs il faut leur attribuer pour qu'elles forment avec les forces appliquées un système équivalent à zéro.

Nous allons donc étudier successivement les forces de liaison, les forces appliquées et l'équilibre de ces forces.

CHAPITRE III

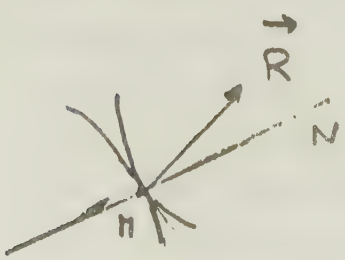
F O R C E S D E L I A I S O N

I

C O N T A C T S S O L I D E S

33 - SOLIDES EN CONTACT.

Examinons les divers cas de liaisons d'éléments en contact. Nous avons examiné le cas du fil qui donne lui-même la direction des forces attractives qu'il met en jeu ou qui lui sont appliquées. Une bielle assez longue applique à ses extrémités des forces qui peuvent être attractives mais également répulsives, la direction de la bielle donnant la direction des forces.



Le cas d'un solide, qui peut être une prothèse, assujetti à rester en contact avec une surface, qui peut être muqueuse, dentaire ou osseuse est plus compliqué parce qu'il est impossible de dire en général à priori qu'elle est la direction de la réaction R agissant au point de contact M.

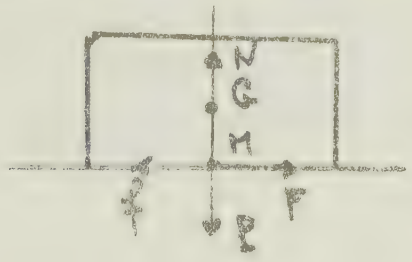
Dans la pratique cette force peut être plus ou moins inclinée sur la normale commune en M aux surfaces en contact. Mais l'inclinaison maximum est d'autant moins grande que les surfaces en contact sont moins irrégulières, mieux polies et plus glissantes, c'est-à-dire que les frottements sont plus réduits.

Lorsque les corps sont parfaitement polis et lubrifiés leur contact constitue une liaison sans frottement. La réaction de la surface d'appui est alors normale à cette surface. Dans ce cas cette réaction ne s'oppose en rien aux glissements des surfaces l'une sur l'autre.

34 - LE FROTTEMENT.

Il n'existe pas dans la réalité de liaisons sans frottement, et il est heureux qu'il en soit ainsi : si le frottement sur le sol était négligeable, nous nous trouverions constamment dans les conditions que nous rencontrons un jour de verglas : il nous serait impossible de marcher, nous ne pourrions pas toucher une table sans la faire glisser, nous ne pourrions pas faire démarrer une automobile dont les roues patineraient sans cesse, ni la faire tourner sans qu'elle dérape. Les équilibres seraient impossibles et il est permis d'affirmer que la vie animale n'aurait pu dépasser le stade aquatique.

Dans les questions de statique, les frottements, lorsqu'ils atteignent une certaine valeur, ne peuvent être négligés. Il convient donc d'étudier ce phénomène.



Un corps pesant reposant par une face plane sur un plan horizontal est soumis de la part de ce plan à une réaction normale MN qui équilibre son poids GP appliqué en son centre de gravité.

Exerçons sur lui une force horizontale $\overrightarrow{MF}$: si cette force est faible, le corps reste au repos. $\overrightarrow{MF}$ est équilibrée par une réaction tangentielle directement opposée $\overrightarrow{Mf}$ du plan sur le corps. Cette réaction est la force de frottement.

Si la force $\overrightarrow{MF}$ augmente, le corps se met à glisser dans la direction de cette force, lorsque la réaction tangente de frottement $\overrightarrow{Mf}$ a atteint une certaine valeur limite.

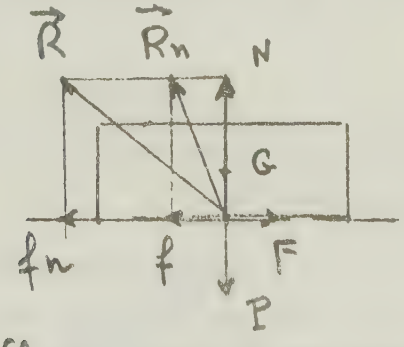
L'étude du mouvement montre que la force de frottement conserve cette valeur limite qui reste pratiquement constante pendant tout le mouvement quelle que soit la grandeur de la vitesse : soit $\overrightarrow{fn}$ cette valeur limite dont le sens est toujours opposé à celui de la vitesse.

Si l'on augmente la valeur de la réaction normale N en ajoutant des poids sur le corps, l'expérience a montré de plus que la force fn est proportionnelle à la réaction normale du plan.

On a : $\overrightarrow{fn} = k\overrightarrow{N}$ $\qquad k = \dfrac{\overrightarrow{fn}}{N}$

k est le coefficient de frottement des deux surfaces en contact.

Pour que le point M soit en équilibre, il faut que la force de réaction tangentielle $\overrightarrow{f}$ opposée à la force appliquée tangentielle $\overrightarrow{F}$ soit inférieure à $\overrightarrow{fn}$.



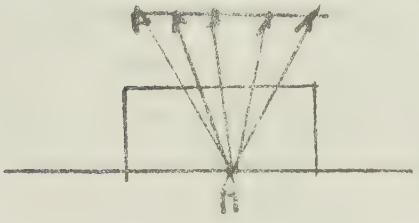
Dans ce cas la réaction $\overrightarrow{Rn}$ du solide (S) sur le corps (C) reste à l'intérieur de l'angle $\widehat{NMR}$ qui, par rotation autour de MN, décrit un cône dont la génératrice MR fait avec MN un angle φ tel que

$$\operatorname{tg}\varphi = \frac{fn}{N}$$

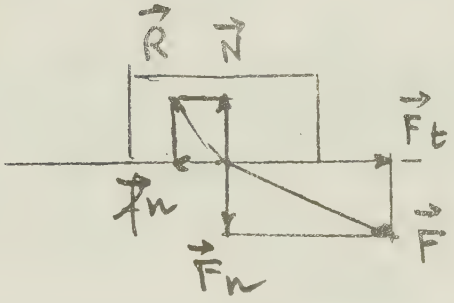
φ est l'angle de frottement et le cône ainsi défini est le cône de frottement.

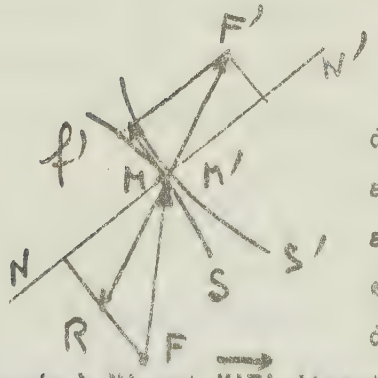
Donc, en cas de frottement, la réaction n'est pas perpendiculaire à la surface de l'appui. Elle fait avec cette perpendiculaire un angle qui est au plus égal à l'angle de frottement.

Dans le cas de l'équilibre, c'est-à-dire lorsqu'il y a contact fixe, sans glissement, ces réactions sont donc, comme l'angle qu'elles font avec la normale, en général indéterminées. Il y a une infinité de systèmes de forces appliquées pour lesquels un système matériel soumis à des liaisons avec frottement, peut être en équilibre.



Mais dans le cas du glissement, c'est à-dire lorsque la force appliquée au solide qui glisse est extérieure au cône de frottement, la réaction $\vec{R}$ est située sur la surface latérale de ce cône de frottement. C'est ce qui se produit lors du glissement des surfaces triturantes antagonistes les unes sur les autres





Soient M et M' les points en contact des surfaces S et S'. Si $\vec{FM}$ est la force appliquée au point M, force extérieure au cône de frottement, la réaction de M' est $\vec{M'R}$ contenue dans la surface latérale du cône de frottement. Donc la force appliquée à M' est $\vec{M'F'}$ directement opposée à $\vec{M'R}$ et la différence entre $\vec{FM}$ appliquée à M et $\vec{M'F'}$ appliquée à M' est $\vec{M'f'}$ qui n'est pas équilibrée et qui provoque le glissement de la surface (S) sur la surface (S').

Il est donc impossible de déterminer les directions des forces appliquées à la prothèse ou même aux dents naturelles au cours de la mastication sans faire intervenir les lois du frottement.

35 - FROTTEMENT MUQUEUX.

Bien que les prothèses soient livrées non polies sur la surface de contact avec la muqueuse, l'usage prolongé et la salive jouant le rôle de lubrifiant, font que la liaison entre la selle et la muqueuse doit être considérée comme une liaison pratiquement sans frottement. Donc les réactions de la muqueuse sont en chaque point très voisines de la normale et l'angle de frottement est très faible.

36 - FROTTEMENT OSSEUX.

Dans le cas d'un implant endo-osseux, tige cylindrique par exemple, s'il persiste un serrage immédiatement après l'insertion, serrage qui joue sur le cylindre le rôle de la force $\overrightarrow{GP}$ sur le plan, il faut considérer qu'il existe dans l'immédiat une possibilité de frottement des surfaces osseuses et métalliques.

Il semble inutile de déterminer ce coefficient de frottement car ne manqueront pas de se produire, à plus ou moins long terme, les réactions tissulaires destinées à supprimer ce serrage et le frottement susceptible d'en résulter.

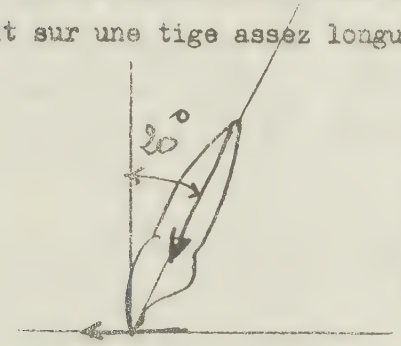
Nous serons donc amenés à considérer que la liaison entre l'implant et la surface osseuse est sans frottement : c'est-à-dire que la réaction osseuse est perpendiculaire à la surface de l'implant aux points de contact, donc que cette réaction est perpendiculaire à l'axe de l'implant dans le cas de l'implant cylindrique.

37 - FROTTEMENTS DENTAIRES.

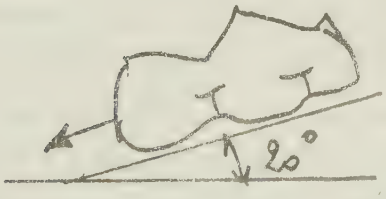
Le cas est différent pour les réactions de contact entre une surface dentaire d'une part et une autre surface dentaire ou la surface présentée par les aliments au cours de la mastication d'autre part.

Il est ici impossible de considérer que les liaisons se produisent sans frottement. Par analogie avec les valeurs fournies par les tables pour les matériaux les plus voisins on peut considérer que l'angle de frottement est voisin de 20° dans le cas des surfaces dentaires naturelles ou prothétiques.

Cette valeur peut être vérifiée approximativement en montant une dent sur une tige assez longue ou plus simplement en la maintenant à l'aide du davier à incisive du haut et en appuyant la dent sur une tablette de marbre ou de verre. En exerçant un effort dans l'axe de la tige on constate que le glissement se produit pour un angle de la tige avec la normale au plan de contact supérieur à 20°. Si l'angle est inférieur à 20° il n'y a pas de glissement et la force appliquée au point de contact ainsi que la force de réaction ont la direction de la tige ou du davier.



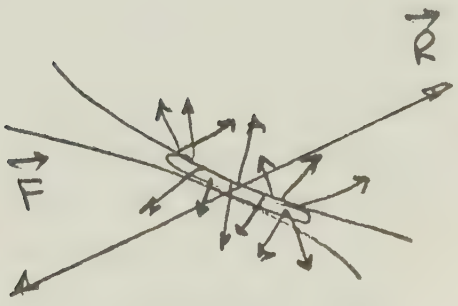
On peut aussi poser un fragment dentaire sur une plaque de verre (émail en contact avec le verre) et provoquer le glissement en inclinant la plaque. L'angle de la plaque avec le plan horizontal, angle à partir duquel se produit le glissement, est l'angle de frottement. C'est ce procédé qui permet la détermination des angles de frottement des divers matériaux.



Mais il faut savoir que ces valeurs ne peuvent représenter que des ordres de grandeur car les lois du frottement ne sont que des lois approchées. En effet le frottement résulte des contacts entre les irrégularités des surfaces et ces irrégularités ne peuvent être identiques en tous points.

38 - AIRE DE CONTACT.

Les contacts entre solides que nous venons d'examiner concernent les solides indéformables. En réalité ces solides n'existent pas dans la nature. D'ailleurs les forces qui prennent naissance au point de contact sont fonction des déformations élastiques que subissent les deux solides au voisinage de ce point. Ces déformations sont très réduites, mais au point de contact il convient de substituer en réalité une aire de contact.



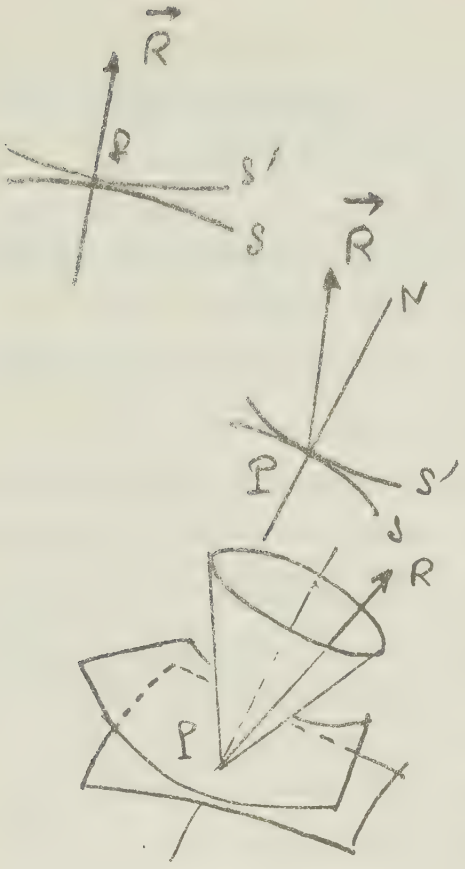
Cette aire dépend de la dureté du corps considéré. Pour les tissus osseux, dentaire, et des matériaux utilisés en prothèse : métaux, résine, porcelaine, l'aire de contact est réduite

Ce sont tous les points matériels de l'un des corps, qui appartiennent à l'aire de contact, qui exercent, sur les points de l'autre solide avec lesquels ils sont en coincidence, des forces élémentaires. Ces forces, par réduction en un point de l'aire commune, équivalent à une force appliquée et à un couple. Les distances du point choisi au support des forces élémentaires étant faibles et les intensités de ces forces étant finies, on peut observer que le couple correspondant est généralement négligeable. On est ainsi ramené en première approximation au cas précédemment étudié du solide indéformable.

39 - LOI DES CONTACTS SOLIDES.

De l'étude du frottement, il résulte qu'à priori on ne connait ni la direction ni la grandeur de la réaction des solides l'un sur l'autre. C'est l'expérience qui a conduit aux énoncés suivants :

Le solide S étant en contact avec le solide S' en un point P, on dit que la liaison a lieu sans frottement si la réaction de S' sur S est une force normale en P à la surface qui limite S.

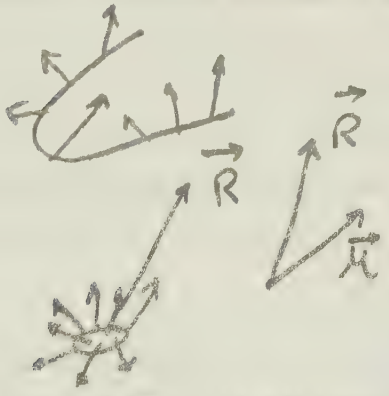


On dit que la liaison a lieu avec frottement si la réaction de S' sur S n'est pas nécessairement normale en P à S.

Lorsque la liaison a lieu sans frottement la composante tangentielle de la réaction est nulle. Lorsque la liaison a lieu avec frottement, on admet la loi suivante :

Le solide S demeurant en équilibre et restant en contact avec le solide S' en un point P, la réaction R est telle, qu'elle est située à l'intérieur du cône de révolution dont l'axe est normal aux deux surfaces en leur point de contact. Ce cône est le cône de frottement.

Si les solides ont plusieurs ou une infinité de points de contact : arcades dentaires en contact par plusieurs points, cylindres tangents le long d'une génératrice, portions de surface en coincidence, il existe plusieurs ou une infinité de points des deux solides qui coincident. L'un des solides exerce sur l'autre plusieurs ou une infinité de réactions.



En général ces réactions équivalent à une résultante et à un couple, mais lorsque les surfaces en contact sont réduites elles équivalent à une force unique.

En définitive les lois des frottements sont les suivantes :

1 - La force de frottement est proportionnelle à la force $\vec{P}$ qui applique les surfaces l'une sur l'autre : $\vec{fn} = k\vec{P}$, k est le coefficient de frottement.

2 - Le frottement est indépendant de l'étendue de ces surfaces. c'est seulement la force $\vec{P}$ qui importe.

3 - La force fn est toujours opposée à la composante tangentielle de la force appliquée.

4 - Le frottement dépend de la nature des surfaces en contact, de leur poli, des couches liquides ou gazeuses interposées.

5 - Le frottement est sensiblement indépendant de la vitesse que prend le corps. Cependant il est légèrement plus faible lors du glissement et diminue encore lorsque la vitesse atteint une certaine valeur.

40 - ORIGINE DU FROTTEMENT.

Le frottement résulte des irrégularités des surfaces en contact. Ces irrégularités, par contact, s'opposent au glissement des surfaces l'une sur l'autre. Lorsque la force appliquée est suffisamment inclinée le glissement se produit par déformation élastique, déformation permanente ou usure des irrégularités. Il y a donc échauffement aux points de contact. Le frottement est d'autant plus réduit que les surfaces sont mieux polies c'est-à-dire présentent moins d'aspérités. La lubrification joue un rôle équivalent par colmatage des irrégularités.

Cette origine explique les variations constatées suivant la vitesse de glissement, les aspérités des surfaces en contact n'ayant pas le temps de s'interpénétrer. Inversement, et pour la même raison, le coefficient de frottement à l'arrêt est notablement plus élevé que pendant le glissement.

41 - FROTTEMENTS REELS.

Les forces de frottement dépendent des aspérités inévitables, car les surfaces en contact ne sont pas géométriquement lisses. Ces forces de frottement dépendent aussi, tout au moins théoriquement, des forces d'attraction moléculaire qui également varient avec le degré de polissage et avec la nature chimique des solides en contact.

Le type de frottement, appelé frottement sec, n'est que rarement réalisé, même de manière approchée. En effet une surface quelconque, exposée à l'air est rapidement altérée en se couvrant d'impuretés diverses. Il suffit qu'elle soit couverte d'une couche grasse d'épaisseur de l'ordre du micron pour que le coefficient de frottement diminue et devienne par exemple dix fois plus petit.

Dans ces conditions en effet, les forces moléculaires d'attraction diminuent beaucoup d'intensité tandis que les effets dûs aux aspérités n'ont guère changé. Il s'agit alors d'un frottement gras ou onctueux.

Si le film séparant les surfaces atteint une épaisseur de 10 microns, les aspérités ne jouent plus aucun rôle, non plus que le champ d'attraction moléculaire et le coefficient de frottement devient encore par exemple dix fois plus petit. Le graissage est dit parfait lorsque la nature physique et chimique des surfaces n'intervient plus. Ce résultat est atteint dès que la couche fluide devient assez épaisse.

On voit combien est imprécise la détermination du coefficient de frottement applicable aux surfaces dentaires lorsque, durant la mastication, il existe une interposition alimentaire quelconque.

42 - COEFFICIENT DE FROTTEMENT DENTAIRE.

La dépermination du coefficient de frottement entre deux surfaces dentaires est malaisée. Il est en effet impossible d'obtenir

une surface plane suffisamment étendue pour effectuer la détermination directe.

Ce coefficient est d'ailleurs sans grand intérêt car il est exclu de rechercher par meulage la modification de la direction des forces appliquées par une dent naturelle à la dent naturelle antagoniste.

Toutefois le parodontologiste pourrait être intéressé par cette possibilité.

Par contre le coefficient de frottement serait utile à connaître dans les contacts entre dent naturelle et dent artificielle ou entre deux dents artificielles. Sa détermination sera aisée si les fabricants confectionnent des éprouvettes planes. Ces éprouvettes permettront très facilement une détermination approchée.

43 - STATIQUE DU SOLIDE GÊNÉ.

Lorsque le solide est assujetti à des liaisons, les forces extérieures sont de deux sortes. Les unes sont données à l'avance : ce sont les forces directement appliquées au solide. Les autres sont les réactions exercées sur le solide considéré par les corps avec lesquels il est en contact.

Dans un problème de statique ces réactions sont des inconnues, la seule chose que l'on sache sur elles est qu'elles sont compatibles avec les liaisons. Ceci veut dire que si S est en contact sans frottement avec S', la réaction de S' sur S est normale à S. Si le contact est avec frottement la réaction n'est pas nécessairement normale à S.

En résumé la règle suivante, qui est l'application à la prothèse du principe de la statique du solide gêné, est à retenir :

La condition nécessaire et suffisante pour qu'une prothèse reste en équilibre est que l'on puisse trouver des réactions compatibles avec les liaisons et formant avec les forces directement appliquées un système de forces équivalent à zéro.

44 - LA STATIQUE APPLIQUEE.

La Statique peut être l'auxiliaire du prothésiste particulièrement lorsque la prothèse est associée à une implantation. Elle peut permettre d'évaluer en fonction des forces extérieures, supposées connues, les forces de réaction imposées aux éléments de soutien, puis de vérifier si ces réactions restent inférieures à des limites qui sont à déterminer.

Dans cette étude, on s'attachera moins à étudier le comportement des pièces prothétiques que celui du tissu osseux implanté, de la denture, de la muqueuse qui constituent les massifs de fondation de la construction prothétique, ceci dans un souci d'économie traumatique de ces tissus.

45 - LES LIAISONS.

Chaque élément prothétique, c'est-à-dire tout ou partie de la prothèse étudiée, a, avec les autres éléments ou les massifs de fondation, des liaisons et se trouve soumis de la part de ces appuis à des forces de réaction qui constituent les inconnues de la statique de l'élément.

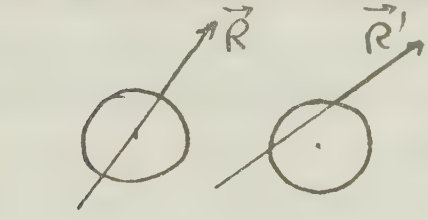
Il est en général possible de faire entrer le mode d'action des diverses liaisons sollicitées en prothèse dentaire dans l'un des trois types schématiques suivants :

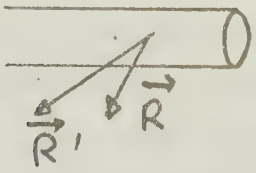
- L'appui rigide ou encastrement assure par interpénétration ou assemblage rigide (scellement, polymérisation, soudure, brasure etc...) la continuité mécanique entre les parties de l'élément et de l'appui qui sont en contact.

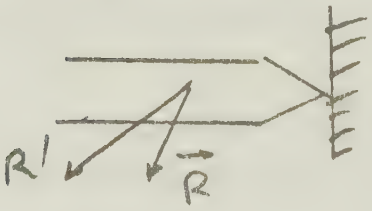
Lorsque l'appui est parfaitement rigide, une telle liaison interdit en son voisinage tout déplacement ou déformation à l'élément considéré. Elle développe sur celui-ci un système de forces de réaction trop complexe pour être analysé en détail mais qui est entièrement caractérisé du point de vue statique par sa résultante et son moment résultant en un point particulier de la pièce.

- L'appui fixe ou articulation fixe maintient en coincidence permanente un point (ou une droite) appartenant à l'élément, à un point (ou une droite) appartenant à l'appui, en permettant un certain débattement angulaire relatif des deux éléments autour de ce point (ou de cette droite).

Si l'on suppose les frottements négligeables et les déformations locales des surfaces de contact faibles, les forces de réaction sont normales aux contours des pièces tangentes et passent par le centre ou rencontrent normalement l'axe de l'articulation. Elles sont équivalentes à une force unique, passant par ce centre ou rencontrant normalement cet axe.







La présence d'une butée sur l'axe d'une articulation cylindrique permet cependant à ce dispositif d'exercer une réaction rencontrant obliquement l'axe.

- L'appui mobile ou simple autorise les déplacements tangentiels de l'élément par rapport aux massifs d'appui. Les réactions ont des directions obliques ou normales selon qu'il s'agit de contact avec ou sans frottement.

  Par analogie il faut considérer comme appui mobile, la liaison résultant de l'application de la pression atmosphérique s'il y a possibilité de glissement comme dans le cas de plaques de verre avec interposition d'une lame liquide ou de la plaque prothétique sur la muqueuse. Dans ce cas les réactions sont dirigées vers l'intérieur des massifs d'appui au lieu d'être dirigées vers l'extérieur.

Il peut advenir que, de par sa conception, un assemblage prothétique ait le comportement de plusieurs appuis de types différents selon le système de forces qui lui est appliqué : une articulation cylindrique se comporte comme un appui rigide pour les mouvements de rotation perpendiculaires à son axe ; un implant cylindrique peut se comporter comme un encastrement pour une force appliquée dirigée vers l'intérieur du maxillaire et rencontrant son axe, comme une articulation avec buttage pour les forces dirigées vers l'intérieur du maxillaire et ne rencontrant pas l'axe de l'implant, comme un appui mobile pour les forces dirigées vers l'extérieur du maxillaire, enfin une articulation peut être mobile lorsque son axe de rotation est instantanément variable.

46 - LES PRETENDUS RUPTEURS DE FORCES.

Certains appuis non rigides ont reçu l'appellation "rupteurs de force" en prothèse dentaire.

Ces appuis sont composés de deux éléments mobiles l'un par rapport à l'autre, à l'intérieur de certaines limites. Ce sont généralement des articulations permettant un certain débattement angulaire autour d'un point ou autour d'une droite, élastiques

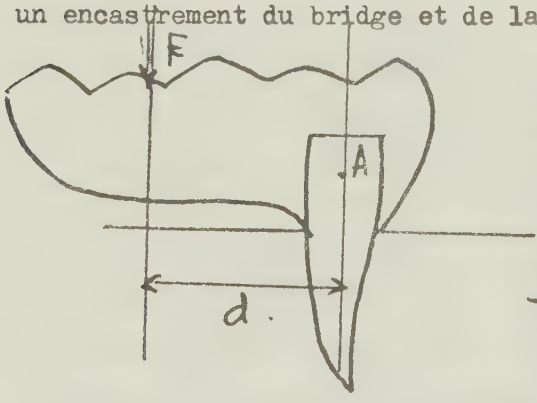
ou non, complétées ou non par une possibilité de translation relative des deux éléments.

Ces dispositifs n'éliminent aucune force et ne modifient en rien les forces appliquées. Ils transforment le système des forces de réaction des appuis en provoquant l'intervention obligatoire de nouveaux appuis.

La contrainte sur l'appui primitif est alors modifiée, généralement atténuée et reportée sur de nouveaux appuis.

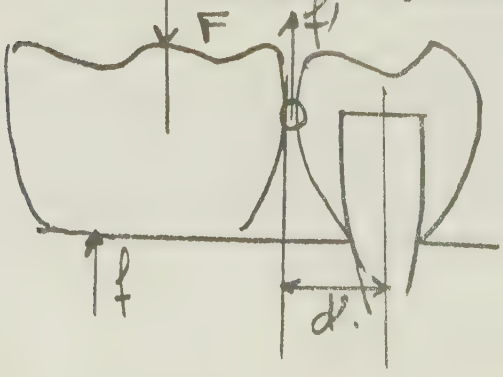
Ceux qui pensent qu'en prothèse dentaire un vocable spécial en rapport avec leur fonction est indispensable pour désigner ces dispositifs peuvent utiliser l'appellation"(distributeurs de contraintes)."

Pour concrétiser, supposons un bridge comportant deux éléments en extension sur une couronne scellée,c'est-à-dire une liaison rigide, un encastrement du bridge et de la dent.



L'équilibration de la résultante supposée unique F des forces appliquées exige une réaction osseuse telle que pour l'ensemble dent-bridge on ait :
$\vec{R} = 0$, $\vec{M} = 0$.
Au point A, la force $\vec{F}$ se réduit à une résultante et un couple. La résultante est égale à $\vec{F}$, le couple à $\vec{F} \times d$. A l'équilibre, la réaction osseuse réduite en A est $-\vec{F}$, $-\vec{F} \times d$.

Si une articulation est placée entre la couronne et les éléments



en extension, l'équilibre de $\vec{F}$ est réalisé par $\vec{f}$ et $\vec{f'}$ et la réaction osseuse nécessaire,réduite au point A est $-\vec{f'}$ pour sa résultante, $-\vec{f'} \times d'$ pour le couple.

Il y a diminution de la contrainte sur la dent, donc sur le ligament et l'os, mais la force appliquée n'a pas varié.

Le terme rupteur est donc impropre car il évoque l'idée de suppression de la force alors qu'il ne peut s'agir que de la décomposition et de la répartition, entre plusieurs appuis, des réactions nécessaires à l'équilibre.

La traduction de "Stress" par force est de plus particulièrement regrettable. Ce terme peut se traduire suivant les cas par force, contrainte, détresse, violence, importance, emphase. D'ailleurs l'expression "stress breaker" est-elle judicieusement choisie.

En définitive ces "appuis non rigides" peuvent être appelés articulations, rotules, glissières et au besoin "distributeurs de contraintes".

47 - L'APPUI DENTAIRE.

Il ne diffère pas de l'appui envisagé pour l'étude du frottement. En prothèse il se manifeste par des contacts entre la prothèse et les dents restantes, contacts auxquels les lois du frottement sont applicables.

On peut évaluer à 25° l'angle de frottement correspondant au contact de l'email avec une surface résine ou métallique non polie et à 20° l'angle de frottement correspondant au contact entre l'émail et une surface résine ou métallique polie.

Cependant une étude spéciale doit être faite à propos du crochet en raison de la possibilité de déformation élastique qui lui est accordée.

48 - LE CROCHET.

Le crochet confectionné en fil rond est en contact avec la dent d'appui suivant une ligne. Il constitue donc une idéalisation des autres types de crochets qui entrent en contact avec la dent suivant une surface.

Si nous coupons par un plan perpendiculaire à la ligne de contact, en un point A nous avons deux cas à considérer suivant que des forces de contact existent en A ou n'existent pas, en d'autres termes suivant que le crochet serre ou ne serre pas la dent lorsque la prothèse au repos n'est soumise à aucune force appliquée.

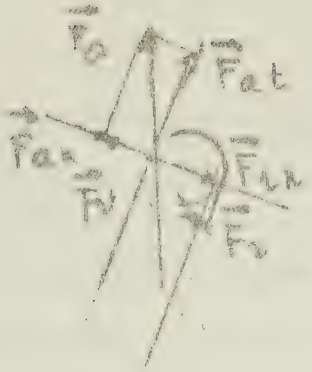
a) LE CROCHET NE SERRE PAS LA DENT. Il s'agit d'un simple contact, aucune force n'existe en A. Un système de forces appliquées à la prothèse et agissant dans le sens de la désinsertion verticale peut être décomposé, en chaque point de contact situé sous la ligne de grand contour, en une force élémentaire également verticale $\overrightarrow{Fa}$ dont les composantes normale et tangentielle sont $\overrightarrow{Fan}$ et $\overrightarrow{Fat}$.

Ces forces $\overrightarrow{Fa}$ donnent naissance en chaque point de contact à une force de réaction $(\overrightarrow{Fr})$ qui doit être directement opposée à la force appliquée $\overrightarrow{Fa}$ afin d'assurer l'équilibre de la prothèse.

Cette force de réaction doit donc être également verticale égale et de sens contraire à la force élémentaire appliquée en A.

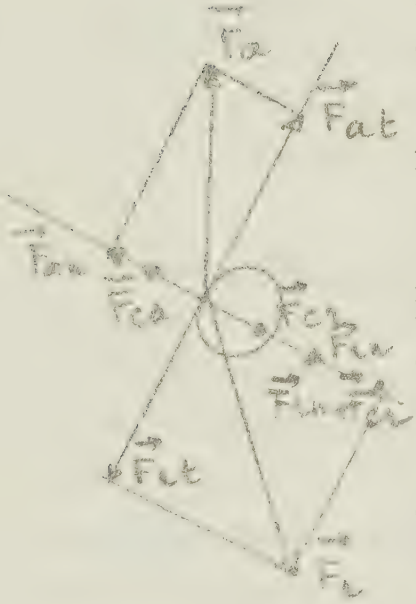
Mais nous voyons que généralement dans ce cas elle n'est pas située à l'intérieur du cône de frottement correspondant à un angle de frottement que nous avons évalué à 20° environ. Cette réaction ne peut donc être directement opposée à $\overrightarrow{Fa}$. Elle est située dans la surface latérale du cône de frottement en $\overrightarrow{Fr}$.

Si $\overrightarrow{Fan}$ est équilibré par $\overrightarrow{Frn}$, $\overrightarrow{Fat}$ par contre ne peut être équilibré par $\overrightarrow{Frt}$. Il y a glissement, le point A se déplace donc sur la dent jusqu'à un point où le crochet, par déformation élastique, exerce



une force de contact sur la dent c'est-à-dire serre la dent, ce qui conduit à l'examen du deuxième cas.

b) LE CROCHET SERRE LA DENT. Il existe au repos des forces de contact $\overrightarrow{Fca}$ et $\overrightarrow{Fcr}$ (appliquées et de réaction) que nous supposons normales à la surface dentaire.



La force appliquée de désinsertion $\overrightarrow{Fa}$ se décompose normalement et tangentiellement en $\overrightarrow{Fan}$ et $\overrightarrow{Fat}$.

Fan s'ajoute à $\overrightarrow{Fca}$, $\overrightarrow{Fcr}$ augmente de la quantité $(-\overrightarrow{Fan})$ pour donner la nouvelle composante normale de la force de réaction $\overrightarrow{Frn}$. Si cette nouvelle composante normale de réaction est assez grande la force de réaction $\overrightarrow{Fr}$ peut être située à l'intérieur du cône de frottement A. Elle peut donc admettre une composante tangentielle $\overrightarrow{Frt}$ capable d'équilibrer $\overrightarrow{Fat}$.

Dans ce cas la stabilité de l'équilibre est réalisée mais le serrage permanent de la dent par le bras de crochet exige que soit assurée la réciprocité, généralement sur la face opposée afin que le système de forces appliquées au repos par la prothèse sur la dent soit aussi faible que possible. L'idéal serait qu'au repos la dent ne soit soumise à aucune contrainte. Ceci est généralement illusoire surtout en prothèses squelettées ou décolletées. En prothèse partielle classique où la réciprocité est obtenue par contact de la dent et d'une portion de surface en résine bien ajustée, le système des forces appliquées à la dent est généralement beaucoup plus faible.

Nous avons supposé les forces $\vec{Fca}$ et $\vec{Fcr}$ normales à la surface dentaire. Tel pourrait ne pas être le cas. Ceci entraînerait une légère modification des diverses forces sans modifier la position du point A car dans le cas du frottement une même position d'équilibre peut correspondre à une infinité de systèmes de forces voisins.

La force appliquée $\vec{Fa}$ résulte de la flexion plane à laquelle est soumis le bras de crochet sous l'action du système des forces extérieures à la prothèse.

Le crochet ne peut jouer son rôle sans exercer de contrainte sur la dent : il doit équilibrer les systèmes de forces appliquées à la prothèse qui ne peuvent être équilibrées ou que l'on ne désire pas équilibrer par les autres moyens : appui muqueux par compression ou dépression.

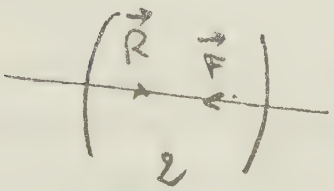
En position d'équilibre, il encastre la dent à la prothèse par une liaison rigide en constituant un nouveau solide indéformable, constitué par la prothèse et la dent pilier. Donc l'équilibre exige que le système des forces extérieures auquel est soumis ce solide soit équivalent à zéro.

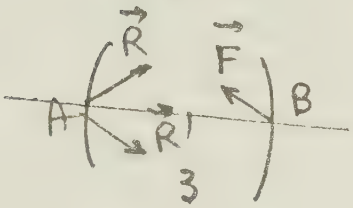
Ces forces extérieures comprennent les forces appliquées proprement dites (mastication etc...), les réactions muqueuses et dentaires et les réactions alvéléo-dentaires des dents piliers. Si, pour une dent pilier donnée, il n'existe, à aucun moment, de réaction mécanique alvéléo-dentaire, le crochet appliqué sur cette dent ne joue aucun rôle et il peut être supprimé.

Signalons qu'il ne faut pas confondre le frottement avec le glissement des surfaces d'appui l'une sur l'autre. En effet les forces de frottement peuvent exister alors même que les corps en contact sont au repos l'un par rapport à l'autre.

La liaison rigide ou encastrement que le crochet réalise entre la prothèse et la dent pilier est limitée par la possibilité de déformation élastique du crochet. Cette possibilité de déformation peut être variable suivant les systèmes de forces appliquées. L'art du prothésiste,

compte tenu des réactions que le crochet impose à la dent pilier, consiste à concevoir dans chaque cas un type de crochet dont le rôle se limite à l'équilibration des seules forces qui ne peuvent être équilibrées, en d'autres points, par d'autres moyens utilisables plus appropriés.





Le couple, c'est-à-dire l'action curieusement qualifiée de"scolio-dontique"est particulièrement néfaste pour la dent : lors d'une extraction ce sont toujours des couples qui sont exercés par le davier pour provoquer la luxation.

En 1 la réciprocité est assurée par une surface résine, le couple est nul.

En 2,s'il n'y a pas de frottement et si F et R sont directement opposées, le couple est nul.

En 3, 4, 5 il y a frottement : en 3 les points de contact sont diamétralement opposés, il peut néanmoins exister un couple. Le couple est probable en 4, il est certain en 5 pour les points de contact A et C, probable pour A et B (B et C à l'intérieur et à l'extérieur du cône de frottement en A).

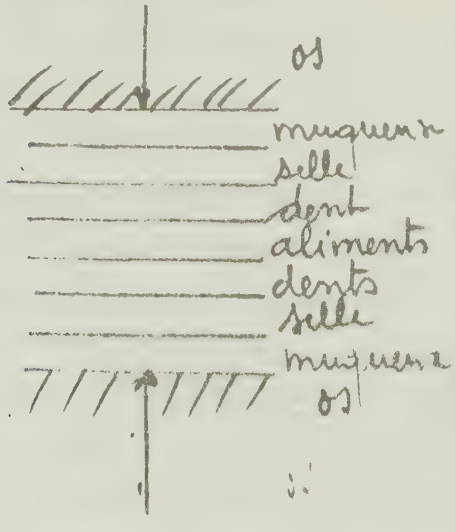
II

APPUI MUQUEUX

49 - APPUI MUQUEUX.

La surface muqueuse ne peut être considérée comme une surface indéformable. C'est une surface déformable et la déformation développe une force de réaction. L'action de la selle sur la muqueuse est une compression.

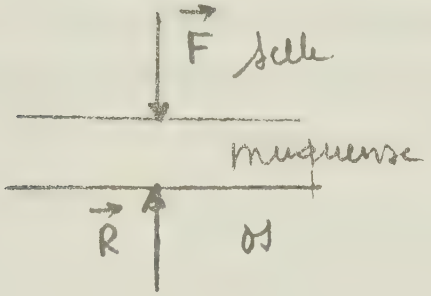
La fibro-muqueuse et la muqueuse mobile sont l'une et l'autre interposées entre la selle et la surface osseuse. Selle et surface osseuse exercent sur la muqueuse, l'une une pression appliquée, l'autre une pression de réaction. La distinction entre les deux pressions est assez arbitraire.



Physiologiquement, c'est la surface osseuse mandibulaire qui exerce des pressions de contact déclanchant tout le processus des forces intérieures qui de proche en proche aboutit finalement à la force de réaction de la surface osseuse maxillaire supérieure. Tous ces contacts sont voisins de l'équilibre du fait des vitesses et des accélérations réduites.

Mécaniquement et compte tenu du phénomène à étudier, il peut être valablement considéré que la selle exerce une pression appliquée sur la muqueuse et que la surface maxillaire exerce une pression de réaction sur cette muqueuse.

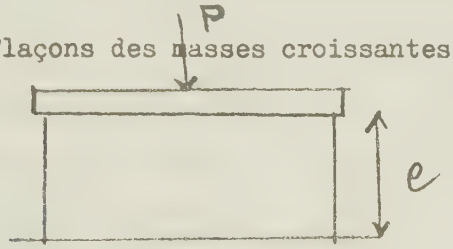
Histologiquement les deux contacts sont très différents, mais la mécanique est faite d'idéalisations et pour pouvoir raisonner il convient de considérer que les contacts de la muqueuse avec la selle d'une part, avec la surface osseuse d'autre part, sont identiques c'est-à-dire qu'il s'agit finalement d'une épaisseur déformable élastique interposée entre deux surfaces solides indéformables.

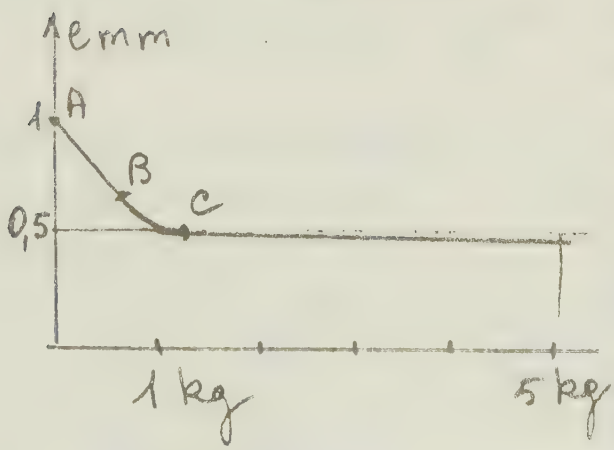


50 - DEFORMATION SOUS UNE FORCE CENTRALE.

Considérons un rectangle de caoutchouc mousse d'épaisseur e interposé entre deux surfaces planes solides.

Plaçons des masses croissantes exerçant une force $\vec{P}$ au centre de gravité du rectangle. Cette force se répartit uniformément sur la surface supérieure. Examinons les élongations, c'est à-dire la variation de e en fonction du poinds $\vec{P}$.





La variation de e est d'abord proportionnelle à P (droite AB) puis la variation de e est moins rapide (courbe BC), à partir de C il n'y a plus de variation perceptible et le caoutchouc comprimé se comporte comme un solide.

On a $P = ke^n$ (n croissant à partir de la valeur 1).

Il convient d'arrêter la variation de $\vec{P}$ avant déformation permanente et écrasement de l'épaisseur du caoutchouc.

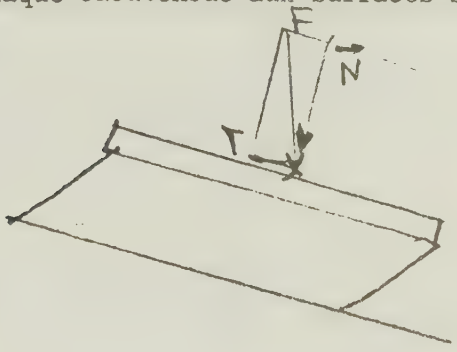
Pour la fibro-muqueuse, il faut considérer que généralement le point C est atteint pour une pression de 0,5 kg par cm^2 et une variation de e de 50 % environ, ce qui donne un enfoncement de 0,5 mm.

Le point D qui correspond approximativement à 5 kg de pression marque le point à partir duquel risqueraient de se produire des lésions de la muqueuse.

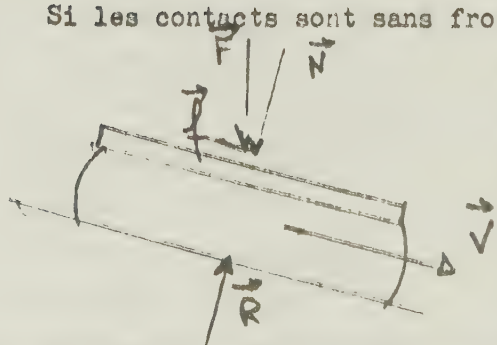
51 - DEFORMATION SOUS UNE FORCE OBLIQUE.

Nous pouvons étudier le phénomène avec une force $\vec{P}$ oblique, en inclinant le support, à condition de rester sous un angle inférieur à l'angle de frottement relatif aux surfaces en contact.

Pour augmenter cet angle nous pouvons coller les surfaces de la plaque caoutchouc aux surfaces solides. L'angle de frottement est alors égal à 90°. Nous constatons que le phénomène appelé cisaillement est associé à la compression précédemment étudiée. Chacun des phénomènes est le fait des composantes normale $\vec{N}$ et tangentielle $\vec{T}$ de la force $\vec{P}$.



Si les contacts sont sans frottement, par lubrification des surfaces, il y a glissement des surfaces de contact l'une par rapport à l'autre, l'angle de frottement est nul, il n'y a pas de réaction de contact à la composante tangentielle T, il n'y a pas de cisaillement. Il se produit seulement une compression comme si la composante normale $\vec{N}$ existait seule.



52 - DEFORMATION DE LA MUQUEUSE.

Nous avons dit que du fait du rôle lubrifiant joué par la salive et malgré le dépoli de la selle, le contact entre la selle et la muqueuse doit être considéré sans frottement.

En réalité il existe un frottement d'angle très réduit car il n'existe pas de contact solide absolument sans frottement.

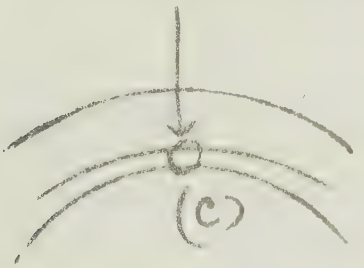
Le contact de la muqueuse et de l'os est plus complexe car si l'absence de frottement est acceptable pour la muqueuse mobile, il ne l'est plus pour la fibro-muqueuse qui dans ses plans profonds est fixe par rapport à la surface osseuse. Il existe donc en définitive une possibilité de cisaillement de la muqueuse. Cette possibilité est considérablement accrue si une irrégularité de surface de la selle produit à l'usage prolongé une irrégularité correspondante de la surface muqueuse. Il se produit dans ce cas un buttage équivalent à un contact entre solides. Ce buttage est recherché lorsque l'on utilise les artifices tels raies américaines et succions non caoutchouc diverses qui jouent un rôle en limitant les déplacements tangentiels de la prothèse.

Le buttage se produit également au bord de la prothèse où associé à la compression, le cisaillement rend nécessaire l'ajustage du bord.

53 - DEFORMATION DE LA CRÊTE.

Il convient d'appliquer ce résultat à la selle qui recouvre la crête maxillaire.

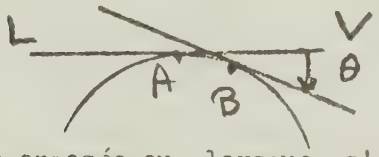
Soit une coupe faite perpendiculairement à la ligne de crête. Une force verticale appliquant la selle contre la muqueuse produit une diminution d'épaisseur de la muqueuse, une compression qui, au voisinage de la ligne de crête atteint son maximum. Le contact est équivalent à un contact



tre solides. Le rayon de courbure de la selle est supérieur au rayon de courbure de la surface osseuse. La différence entre les deux rayons de courbure est égale à l'épaisseur de la muqueuse, épaisseur que nous supposons uniforme.

Ce n'est donc qu'au voisinage de la ligne de crête que se produit le contact équivalent à un contact entre solides.

Le mouvement compatible avec la liaison (désinsertion verticale exceptée) est un mouvement de rotation et de glissement. Ce mouvement est dirigé uniquement vers le vestibule lorsqu'il existe un appui sur la crête opposée ou, lorsque, s'agissant de la crête antérieure, il existe un appui postérieur.

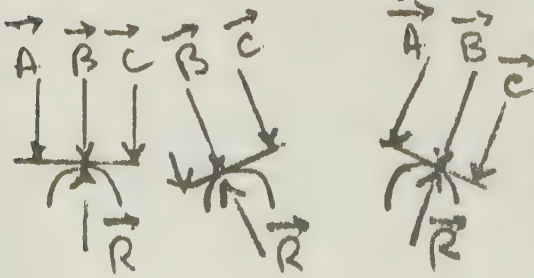


Le mouvement du solide gêné que constitue la prothèse est donc approximativement équivalent à une rotation autour d'un axe fixe, pratiquement parallèle à la ligne de crête et passant par le centre de courbure transversale O.

La condition de l'équilibre du solide gêné assujetti à se déplacer seulement autour d'un axe fixe est que le système des forces extérieures (appliquées et de réaction) ait un moment nul par rapport à cet axe.

Lorsque la force appliquée n'est pas verticale tout se passe comme si la ligne de crête (C) était déportée.

Dans l'hypothèse simplificatrice que nous avons admise de l'absence de frottement, la réaction $\vec{R}$ qui doit équilibrer la force appliquée est normale à la surface au point de contact solide.



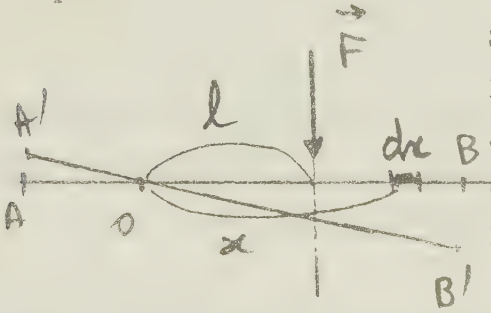
Les figures montrent que l'équilibre est stable pour la force $\vec{A}$, instable pour la force $\vec{B}$ et qu'il y a déséquilibre pour la force $\vec{C}$, le vestibule étant placé comme indiqué et dans l'hypothèse d'appui opposé ou postérieur.

Lorsque la force est oblique, il y a déplacement du point de contact solide et inclinaison des forces mais les conditions de l'équilibre sont identiques.

En définitive, l'équilibre de la selle sur la muqueuse est réalisé lorsque la ligne d'action de la force appliquée passe à l'intérieur de la ligne de crête.

54 - DEFORMATION DE LA MUQUEUSE SOUS UNE FORCE LATERALE.

Si la force appliquée à la selle est centrale, l'enfoncement de la muqueuse est uniforme et les forces de réaction uniformément réparties.



Si la force appliquée à la selle est latérale, la plaque effectue une rotation autour de O sous l'action de la force F dont la ligne d'action est à la distance l de O. Soit OB = L.

L'élément de surface dx, à la distance x de O est soumis à une pression de réaction proportionnelle à l'enfoncement correspondant, donc à x. Cet élément est donc soumis à la force élémentaire f(x)

$$f(x) = kx\,dx.$$

Le moment de cette force élémentaire en O est $M\left(f(x) = kx^2 dx \right.$

L'équilibre sous l'action de la force $\vec{F}$ et des forces élémentaires de réaction exige $\vec{R} = 0$, $\vec{M} = 0$ soit en ce qui concerne les intensités :

$$\text{pour R : } F = \int_0^L kx\,dx = \frac{kL^2}{2}$$

$$\text{pour M : } Fl = \int_0^L kx^2 dx = \frac{kL^3}{3}$$

$$\text{Ce qui donne : } \frac{kL^2}{2}\,l = \frac{kL^3}{3} \quad \text{et} \quad l = \frac{2}{3}L$$

Donc, pour éviter le soulèvement de la plaque à l'une ou à l'autre extrémité, il convient que F soit appliquée sur le tiers médian, ceci dans le cas où la réaction est directement proportionnelle à la déformation.

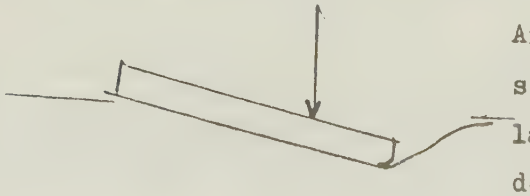
Si la réaction est proportionnelle au carré de la déformation on a : $f(x) = kx^2\,dx$, $\mathcal{M}_o f(x) = kx^3\,dx$

$$\text{et } F = \int_0^L kx^2\,dx = \left[\frac{kL^3}{3}\right]_0^L$$

$$\text{et } F1 = \int_0^L kx^3\,dx = \left[\frac{kx^4}{4}\right]_0^L$$

Il vient $l = 3/4\ L$. Pour éviter le soulèvement, F doit être appliquée sur les deux quarts médians de la plaque.

Si la réaction croît très vite avec la déformation (contact solide) : par exemple $f(x) = kx^4\,dx$, on a $l = 7/8\ L$ donc la force F peut s'appliquer sur la presque totalité de la plaque.



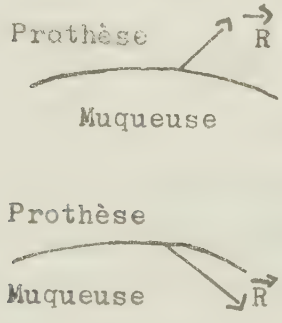
Ainsi les forces masticatrices doivent s'appliquer sur la partie médiane de la selle lorsque la muqueuse est très dépressible, si l'on désire éviter le soulèvement de la plaque à une de ses extrémités.

III

LA DEPRESSION PAR JOINT SOLIDE

55 - REACTIONS VERS L'EXTERIEUR DES APPUIS.

L'appui muqueux que nous avons étudié est une liaison qui développe sur la prothèse des forces de réaction dirigées vers l'extérieur des massifs d'appui : par rapport au plan tangent à la surface muqueuse en P, la réaction R est dirigée vers le demi-espace limité par ce plan tangent et ne contenant pas la surface d'appui.



56 - REACTIONS VERS L'INTERIEUR DES APPUIS.

Il existe une autre liaison muqueuse qui développe des forces de réaction dirigées vers le demi-espace qui contient la surface muqueuse.

L'appui muqueux étudié précédemment développe des forces de réaction par compression de la surface muqueuse et du squelette. Celui que nous allons étudier provoque des forces de réaction par la dépression existant, sous certaines conditions, entre la muqueuse et la prothèse. La surface muqueuse est donc soumise à une dépression.

Cette dépression permet la manifestation de la pression atmosphérique. Si dp par centimètre carré est la différence de pression entre la pression atmosphérique et la pression du fluide sous-prothétique, (salive ou air) et si S cm^2 est la surface de la prothèse projetée sur un plan perpendiculaire à la direction des forces, les forces qui appliquent la prothèse sur son appui, perpendiculairement au plan de projection, ont une résultante d'intensité dp × S. Ces forces

s'opposent avec plus ou moins d'efficacité aux forces de désinsertion appliquées à la prothèse.

En somme ce phénomène n'est pas différent dans sa nature de l'appui muqueux étudié. Celui-ci développe des forces de réaction qui sont des pressions de réaction sur la prothèse. La dépression provoque des réactions dont le sens est opposé car la pression atmosphérique s'applique sur l'autre face de la prothèse mais dans les deux cas la force de réaction est le produit d'une pression par une surface.

57 - JOINT SOLIDE ET JOINT LIQUIDE.

Pour étudier les manifestations des dépressions il conviendra d'examiner successivement les phénomènes mécaniques suivants : hémisphères de Magdebourg, ventouse caoutchouc, ventouse de verre, adhérence de deux plaques de verre avec interposition d'une lame liquide et le même phénomène lorsque les plaques baignent dans le liquide.

Dans le cas des hémisphères de Magdebourg, de la ventouse caoutchouc, de la ventouse de verre, la dépression est rendue possible et durable par l'action d'un joint entre solides. Ces solides peuvent être déformables : caoutchouc pour la ventouse caoutchouc, téguments pour la ventouse de verre. Dans le cas des plaques de verre, le joint est liquide, il s'agit de la lame liquide interposée elle-même..

58 - LES HEMISPHERES DE MAGDEBOURG.

L'expérience est célèbre : plusieurs chevaux attachés à chacun des hémisphères entre lesquels on a créé une dépression ne peuvent réussir à les séparer.

Si D est le diamètre en cm des hémisphères, la force qui les applique l'un contre l'autre par leur tranche est, dans le cas du vide intérieur à peu près total, et d'une pression atmosphérique toujours voisine de 1 kgf/cm2

$F = \frac{\pi D^2}{4}$ Réf. Pour D = 100 cm, F # 10 tonnes

Si l'épaisseur des hémisphères est 3 cm la pression qui applique la tranche de chaque hémisphère l'une contre l'autre, réalisant ainsi le joint de la chambre de vide constituée entre les deux solides est :

$$P = \frac{\pi D^2}{4} / 3\pi D = \frac{D}{12} \text{ kgf/cm}^2 \# 8 \text{ kgf/cm}^2$$

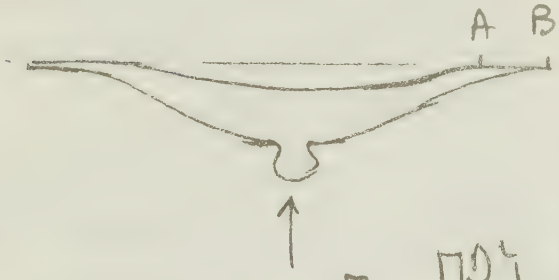
Lorsque les surfaces de la tranche des hémisphères ont été ajustées une telle pression interdit toute entrée d'air et constitue un joint périphérique excellent.

59 - LA VENTOUSE CAOUTCHOUC.

C'est une pièce de caoutchouc moulé qui s'applique sur une surface solide plane. Une force suffisante exercée suivant son axe chasse par compression l'air compris entre le caoutchouc et la surface solide.

La suppression de la force appliquée diminue l'importance de la déformation du caoutchouc, il se crée une chambre de dépression dans laquelle le vide est à peu près total.

Le contact entre la surface solide et le caoutchouc est réduit à une surface qui a une forme d'anneau.



En appliquant la ventouse sur une plaque de verre il est facile d'examiner le phénomène. Si D est le diamètre de la ventouse, d le diamètre de la chambre de vide, la force qui applique la ventouse contre le verre est : $F = \frac{\pi D^2}{4}$ kgf

la surface de l'anneau de contact est : $\frac{\pi}{4}\left(D^2 - d^2\right)$

Le contact entre la surface de caoutchouc et la surface de verre est le résultat d'une pression moyenne de :

$$P = \frac{\pi D^2}{4} \Big/ \frac{\pi}{4}\left(D^2 - d^2\right) = \frac{D^2}{D^2 - d^2} =$$

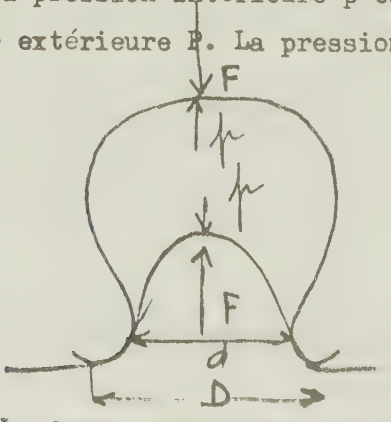
$$= \frac{D^2}{(D+d)(D-d)} \# \frac{D}{2(D-d)} \text{ kgf/cm}^2$$

Cette pression entre une surface solide et une surface déformable élastique interdit toute entrée d'air et constitue également un joint périphérique parfait.

Il s'agit d'une pression moyenne car la déformation est plus importante vers la périphérie, la pression est nulle sur la circonférence intérieure de l'anneau et croît vers la périphérie. La remarquable efficacité de ce petit objet devrait rendre modeste tout prothésiste.

60 - LE VERRE A VENTOUSE.

La pression intérieure p est inférieure à la pression atmosphérique extérieure P. La pression atmosphérique agit suivant un cercle de diamètre D qui est le grand diamètre de l'anneau de contact entre le verre et la peau.



La pression p agit sur le cercle de diamètre d qui est le petit diamètre de l'anneau de contact.

La force qui applique la ventouse contre la peau est :

$$F = \frac{\pi D^2}{4} P - \frac{\pi d^2}{4} p = \frac{\pi}{4}\left(D^2 P - d^2 p\right)$$

L'anneau de contact constitue le joint périphérique entre le verre et la peau ; la pression sur cet anneau est :

$$P' = \frac{\pi/4\,(D^2P - d^2p)}{\pi/4\,(D^2-d^2)} = \frac{D^2P-d^2p}{D^2-d^2} = \frac{D^2P-d^2p}{(D+d)(D-d)}$$

Si le bord du verre est très mince c'est-à-dire $D-d=\varepsilon$ et $D \# d$ on a $F = \frac{\pi}{4} D^2(P-p)$

$$P' = \frac{D^2(P-p)}{2D\varepsilon} = \frac{D(P-p)}{2\varepsilon}$$

Si ε est très petit P' sera très grand et le verre risquera de se comporter comme un emporte-pièces.

Ceci justifie l'épaisseur et l'arrondi des bords des prothèses à joint périphérique afin d'éviter les blessures de la muqueuse.

61 - LE JOINT PERIPHERIQUE.

Hémisphères de Magdebourg, ventouse caoutchouc, ventouse de verre permettent l'action de la pression atmosphérique qui se manifeste du fait de la dépression créée à l'intérieur du dispositif. Cette dépression est maintenue grâce au joint périphérique qui délimite un volume parfaitement clos, par l'application de deux bandes solides maintenues en contact sous une certaine pression.

Nous avons fait la distinction entre la rigidité du joint des hémisphères de Magdebourg et la déformabilité élastique des ventouses, mais, comme il n'existe pas de régidité parfaite pour un solide, nous voyons qu'il n'y a pas de différence essentielle entre ces joints solides. Du fait de la grande pression qui applique les tranches des hémisphères de Magdebourg,il faut convenir que l'herméticité de ce joint résulte de la déformabilité élastique des deux surfaces solides appliquées sous une pression plus ou moins forte.

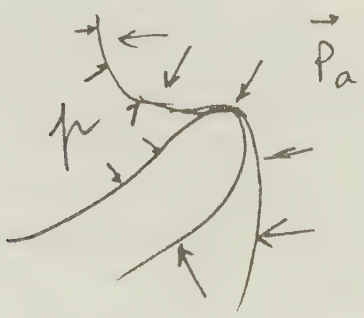
62 - LE JOINT SOLIDE DE LA PROTHESE.

Il arrive parfois, à l'essayage en bouche d'un porte-empreinte métallique de série pour édenté complet supérieur, de constater, porte-empreinte non garni, la manifestation de la dépression par la création du joint périphérique solide entre le bord du porte-empreinte d'une part, les muqueuses labiale, jugale et palatine d'autre part.

Le phénomène est assez analogue à celui produit par une ventouse de verre à bord mince.

Une traction sur le porte-empreinte dirigée vers le bas, par l'augmentation du volume compris entre le porte-empreinte et la muqueuse palatine, crée la dépression qui assure simultanément le renforcement du joint périphérique et l'adhérence.

L'adaptation du porte-empreinte à la surface maxillaire étant très approximative il ne peut être invoqué d'adhérence autrement que par dépression intérieure.



Le joint se constitue sur le bord du porte-empreinte, la muqueuse ourlant sur ce bord sous une pression suffisante pour assurer l'étanchéité.
Cette pression initiale entre le bord du porte-empreinte et la muqueuse est due à la déformation de la muqueuse, écartée de sa position d'équilibre. L'écartement produit la force de réaction proportionnelle aux élongations déjà étudiée à propos de l'appui muqueux par compression.

Ce joint se conçoit aisément au niveau des muqueuses labiale et jugale légèrement distendues par les bords du porte-empreinte. Il faut bien l'admettre devant l'évidence au niveau de la muqueuse mobile du palais mou où l'application du bord postérieur produit une déformation élastique.

Si l'on crée un orifice en écartant la lèvre ou la joue, on perçoit le bruit caractéristique de succion, produit à l'entrée de l'air à travers cet orifice jouant le rôle de tuyau sonore, la chambre de dépression jouant le rôle de caisse de résonance.

Ce phénomène ne peut être constaté au maxillaire inférieur édenté. Il n'est cependant pas douteux que, dans le vestibule, la muqueuse labiale et jugale joue au maxillaire inférieur le même rôle qu'elle joue au maxillaire supérieur. Côté lingual, le joint peut être obtenu avec la partie antérieure du plancher de la bouche et, dans la région postérieure, avec les parties inférieures et latérales de la base de la langue. Mais dans la région rétromolaire des crêtes édentées, le joint ne peut être obtenu avec un porte-empreinte de série dégarni.

Ce joint solide continu peut être réalisé assez facilement au maxillaire supérieur ; mais au maxillaire inférieur il semble assez difficile à réaliser sur la totalité de la périphérie.

Voyons si le joint périphérique solide incomplet peut être complété par le joint liquide et qu'elle est l'efficacité de ce dernier.

IV

LE JOINT LIQUIDE PAR CAPILLARITE

63 - COMPOSANTES DU JOINT LIQUIDE.

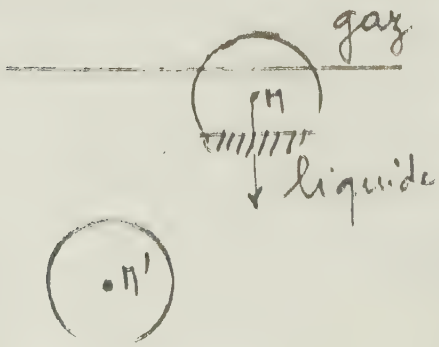
Le joint liquide comme le joint solide permet la manifestation de la pression atmosphérique par rapport à la dépression existant à l'intérieur du volume fermé par le joint c'est-à-dire à l'intérieur du liquide.

Ce joint est le résultat des phénomènes de capillarité provoqués par les phénomènes de tension superficielle et de mouillabilité agissant simultanément.

64 - LA TENSION SUPERFICIELLE.

Une molécule M située très près de la surface de séparation d'un liquide et d'un gaz, subit de la part des molécules voisines des attractions moléculaires selon la loi de Newton $F = \frac{mm'}{d2}$

Ces attractions ne s'équilibrent pas comme tel est le cas pour une molécule située en M' à l'intérieur.



Le rayon d'action moléculaire est très petit : de l'ordre du centième de micron (un centmillième de millimètre). En M' il y a équilibre, en M les molécules situées dans la zone hachurée créent sur M une force attractive à résultante dirigée vers l'intérieur du liquide.

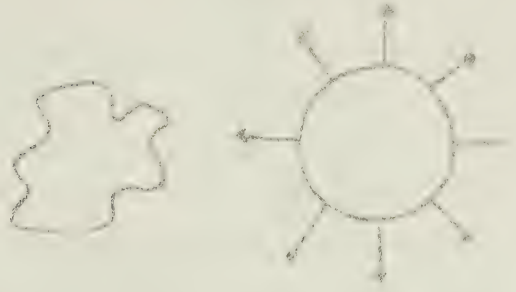
Pour amener la molécule M à la surface, c'est-à-dire pour augmenter cette surface, il faut exercer une force et produire un travail. Il est également nécessaire d'appliquer des forces et d'effectuer un travail pour augmenter la surface d'une membrane élastique tendue. Il existe donc à la surface du liquide une tension analogue à la tension d'une membrane élastique.

Soit une courbe C à la surface d'un liquide, un élément ds de la courbe C est soumis à deux forces $\overrightarrow{df}$ directement opposées,

situées dans le plan de la surface du liquide, de direction normale à ds, et proportionnelle à ds : $\overrightarrow{dF} = A\overrightarrow{ds}$.

La constante A qui ne dépend que de la nature du liquide et du gaz avec lequel il est en contact, ainsi que de la température, est la tension superficielle du liquide.

De nombreuses expériences mettent cette tension superficielle en évidence : anneau de fil de coton flottant qui prend une forme



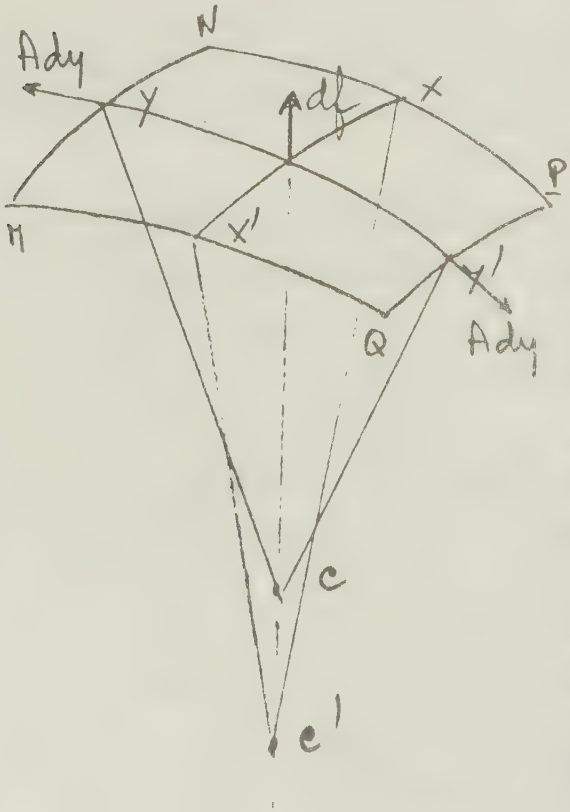
parfaitement circulaire si l'on fait un apport d'eau savonneuse à l'intérieur de l'anneau car la tension superficelle de l'eau pure est supérieure à celle de l'eau savonneuse ; épingle flottant à la surface dans un verre d'eau ; bulles de savon etc....

La tension superficielle de l'eau pure à 20° est de 75 mgf/cm. Pour les autres liquides, elle est généralement plus faible. Pour l'eau savonneuse et la saliva elle est de l'ordre de 30 à 40 mgf/cm. Cette tension superficielle provoque une différence de pression de part et d'autre d'une surface liquide courbe, la pression à l'intérieur de

la bulle de savon est supérieure à la pression atmosphérique, de plus la pression est d'autant plus grande que la bulle est plus petite, en effet lorsque, deux bulles étant accolées, l'une se vide dans l'autre, c'est toujours la plus petite qui disparait.

65 - LOI DE LAPLACE.

C'est LAPLACE qui a étudié mathématiquement le phénomène. Soit O un point de la surface libre d'un liquide de tension superficielle A. Soient XX' et YY' deux éléments des deux sections normales principales en O de cette surface, c'est-à-dire celles qui ont la plus grande et la plus petite courbure et soient R et R' leurs rayons de courbure OC et OC' ; les quantités 1/R et 1/R' sont les courbures principales de la surface en O.



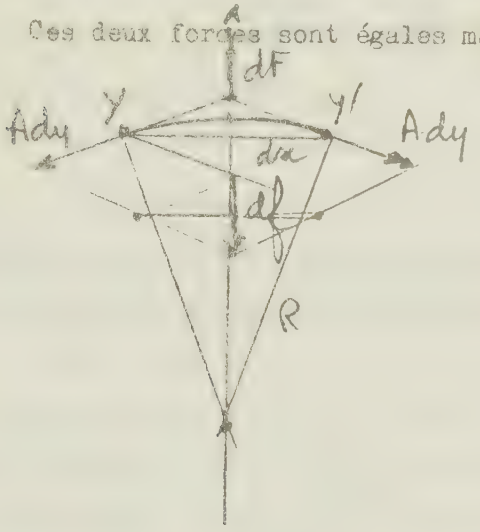
Considérons un élément rectangulaire MNPQ de la couche superficielle dont le centre est O et dont les côtés parallèles à YY' et YY' ont pour longueur dx et dy. Nous allons écrire que cet élément dont l'épaisseur et le poids sont négligeables est en équilibre sous l'action de la différence de pression qui s'exerce sur ses deux faces et des actions de contact des éléments de surface voisins.

Les actions de contact qui s'exercent le long du côté MN admettent à des infiniment petits d'un ordre supérieur près, une résultante

unique appliquée au milieu Y de l'élément, tangente en ce point à l'élément de courbe YY', et d'intensité Ady.

De même les actions de contact le long du côté PQ admettent une résultante Ady tangente à la courbe YY' en Y'.

Ces deux forces sont égales mais ne sont pas directement opposées.



Comme l'élément de surface est en équilibre, c'est qu'il existe une force $\overrightarrow{dF}$ opposée à la résultante des deux forces Ady.

Le sens de cette force est celui allant de la concavité vers la convexité de la surface.

Cette force $\overrightarrow{dF}$ est proportionnelle à la courbure de YY' c'est-à-dire inversement proportionnelle à R.

A des infiniment petits d'un ordre supérieur près on a :

$$\frac{\frac{dF}{2}}{Ady} = \frac{\frac{dx}{2}}{R} \quad \text{soit} \quad dF = \frac{A}{R}\, dx\, dy$$

De même on aurait en partant des côtés NP et MQ

$$\frac{\frac{dF'}{2}}{A\,dx} = \frac{\frac{dy}{2}}{R'} \quad \text{soit} \quad dF' = \frac{A}{R'}\, dx\, dy$$

La force qui équilibre les forces dF et dF' en intensité est :

$$dF + dF' = A\, dx\, dy \left(\frac{1}{R} + \frac{1}{R'}\right)$$

et la différence de pression est le quotient de cette force par la surface $dx\,dy$:

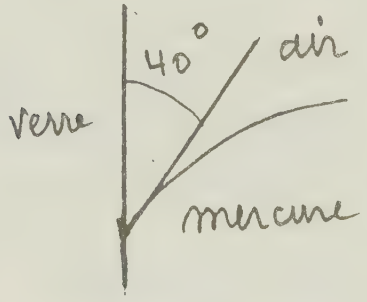
$$dp = A\left(\frac{1}{R} + \frac{1}{R'}\right)$$

Pour la bulle de savon qui est pratiquement sphérique les courbures sont égales, donc R = R', de plus la lame liquide présente deux surfaces : une surface extérieure et une surface intérieure en contact avec l'air.

La formule devient : $dp = \frac{4A}{R}$

66 - MOUILLABILITE.

De même qu'il existe une tension de la surface de séparation liquide-gaz, il existe une tension de la surface de séparation liquide solide.



Pour le mercure et d'autres liquides qui ne mouillent pas le verre, le raccordement de la surface libre et de la paroi de verre à la forme indiquée ci-contre.

Pour le mercure l'angle de raccordement est voisin de 40°. Cet angle est d'ailleurs variable d'une expérience à l'autre : c'est ainsi qu'il est plus petit quand le mercure s'arrête après avoir monté que quand il s'arrête après avoir descendu, il y a hystérésis de mouillage.

On peut admettre que ces variations sont liées à la présence d'impuretés sur les surfaces, soit qu'il reste des traces de graisse sur la surface du verre, soit que la surface très altérable du mercure se soit oxydée à l'air.

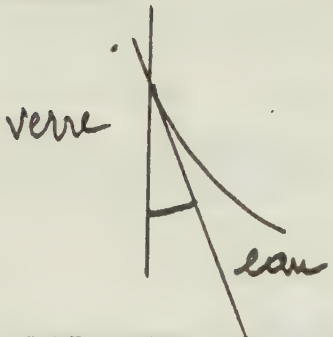
Dans certains cas la courbe est inversée, l'équilibre est impossible, le liquide tend à s'étaler indéfiniment le long de la paroi. C'est ce qui se produit pour une paroi de verre très propre avec l'eau et la plupart des liquides organiques : la paroi se couvre d'une mince

couche de liquide dont l'épaisseur est inférieure au micron et l'aspect de la surface libre est très approximativement celui d'une surface se raccordant tangentiellement à la paroi en un certain point M.

On dit alors que le liquide mouille le solide.

La mouillabilité parfaite n'existe que pour une surface parfaitement propre ; on l'obtient avec une surface de verre absolument neuve formée par la rupture d'un gros bloc.

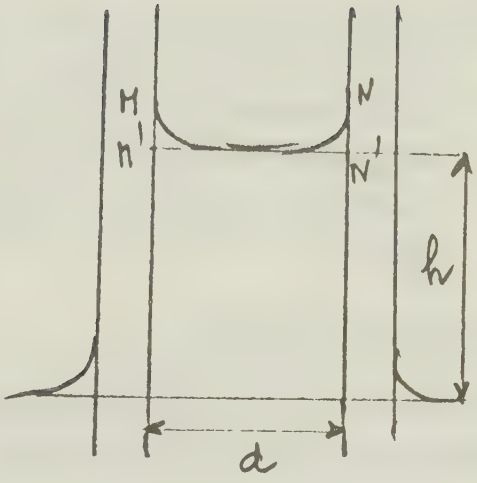
Si on trempe une telle surface dans l'eau, elle en sort couverte d'une pellicule d'eau très adhérente, qui persiste sans se résoudre en gouttes, jusqu'à évaporation complète. Mais la surface cesse d'être mouillable si on la souille de graisse en la touchant avec le doigt, ou si simplement on la laisse quelque temps exposée à l'air. On peut alors y déposer des gouttes d'eau sans qu'elles s'étalent à la surface.



Dans ce cas l'angle de raccordement n'est pas nul et varie avec le temps. Un nettoyage chimique peut rendre sa mouillabilité à la surface de verre.

67 - CAPILLARITE. LOI DE JURIN. (1684-1750)

Plongeons dans l'eau deux lames verticales parallèles séparées par une distance d cm très petite ; le liquide s'élève entre les lames à une hauteur h cm au dessus du plan de la surface libre. Le



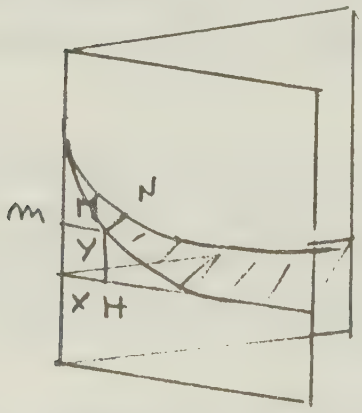
volume du liquide soulevé par unité de largeur de la tranche liquide est hd cm3, en négligeant le volume du ménisque MNM'N'.

Son poids est hd gf.

Ce poids est équilibré par les deux forces égales à la tension superficielle A qui s'exercent sur chaque paroi de verre.

On a 2A = 150 mgf = 0,15 gf par centimètre de la droite de raccordement eau-verre. Donc hd gf= 0,15 gf

La hauteur d'ascension h cm = 0,15/d varie en raison inverse de l'écartement d des plaques.



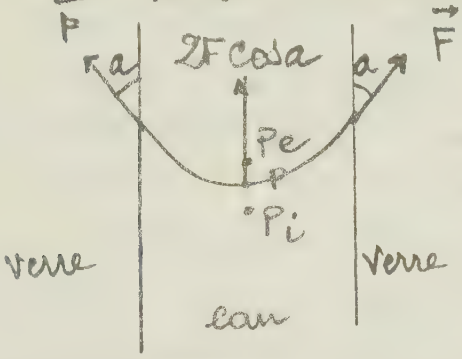
Si on dispose les deux lames de verre de façon qu'elles fassent entre elles un angle dièdre très petit, la hauteur d'ascension y = HM en un point M est à peu près la même que pour deux lames parallèles séparées par une distance d égale à la distance MN des deux lames en ce point.

Cette hauteur d'ascension est inversement proportionnelle à la distance x = mM du point M à l'arête et le profil de la surface liquide est une hyperbole équilatère car on a xy = constante.

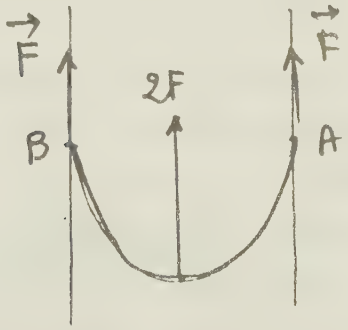
68 - PLAQUES DE VERRE AVEC LAME LIQUIDE INTERPOSEE.

Examinons l'ensemble de deux plaques de verre placées verticalement avec interposition d'une mince lame d'eau.

Le ménisque ayant la forme indiquée, les forces dirigées tangentiellement à la surface du liquide, d'intensité F sur chaque plaque, admettent en P une résultante verticale égale à 2Fcos.a provoquant entre les points Pe et Pi situés de part et d'autre de la surface, à l'extérieur et à l'intérieur du liquide, une différence de pression, la pression en Pi étant inférieure à la pression en Pe.



Si la mouillabilité du verre utilisé est parfaite, le raccordement de la tranche liquide se fait tangentiellement à la surface du verre et les forces de tension superficielle aux points de raccordement A et B ont la direction et le sens indiqués par les flèches, une intensité de 75 mgf par cm de la ligne de contact commune des trois éléments eau verre air. La résultante est donc 2F = 150 mgf.



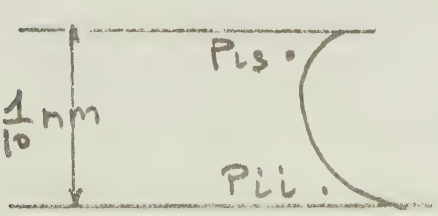
69 - CALCUL DE LA DEPRESSION.

Il est alors possible de calculer la différence de pression entre Pe et Pi. Si e cm est l'épaisseur de la lame liquide on a :

Pe - Pi = 150/e mgf/cm2

Pour e = 1/10mm, on a Pe - Pi = 15 gf/cm2.

Plaçons les lames horizontalement. Il y a entre les points Pis et et Pii situés à l'intérieur du liquide et au voisinage des plaques supérieures et inférieures une différence de pression de 10 mgf/cm2 quand e = 1/10 mm cette différence est due à la hauteur Pii . Pis du liquide, elle est négligeable par rapport aux 15 gf/cm2 calculés plus haut.



70 - CALCUL DE LA FORCE APPLIQUEE.

Si S cm2 est la surface supérieure de la lame liquide, la plaque supérieure se trouve, indépendamment de son poids, appliquée contre la plaque inférieure fixe par une force égale à : 150 S/e mgf = 2 AS/e.

Pour S = 100 cm2 et e = 1/10 mm cette force est donc de 1500 gf. Tout se passe comme s'il y avait attraction entre les deux plaques. Ces plaques se rapprochent, le liquide étant incompressible s'étale, donc e décroît et S croît, la force d'attraction augmente et l'équilibre ne peut être réalisé que par contact direct entre les deux surfaces de verre donc pour e = 0, soit une force d'attraction entre les plaques très grande.

Mais nous sommes loin de la réalité car les plaques ne sont pas rigoureusement planes et la surface de chacune d'elles présente de nombreuses irrégularités qui viennent en contact avec celles de la surface opposée. Par procédés optiques il est possible de déterminer l'épaisseur de la lame par les interférences entre les rayons réfléchis par chaque surface de verre. On peut dessiner, comme en topographie, des courbes de niveau du relief réel de chaque surface.

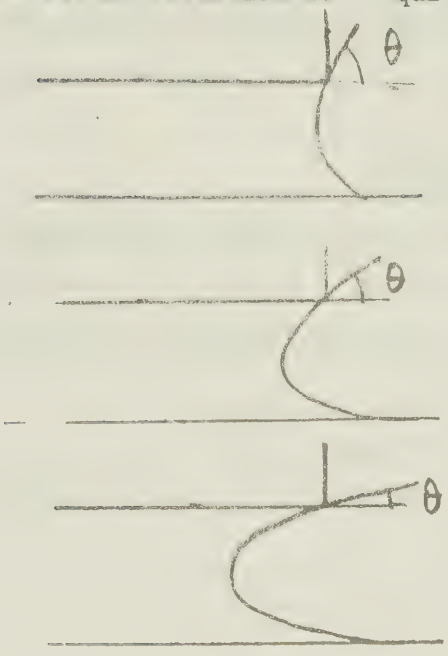
Les forces de réaction appliquées par la lame inférieure sur la lame supérieure équilibrent la force 150 S/e mgf calculée plus haut, e étant ici la largeur moyenne de la tranche liquide et les calculs étant évidemment approchés.

71 - STABILITE DE L'EQUILIBRE.

La force F = 2AS/e mgf (Scm2, e cm), qui attire les plaques l'une contre l'autre, constitue un maximum réalisé dans le cas du raccordement tangentiel du liquide et de la surface de verre.

Si la surface liquide fait un angle θ avec la surface des plaques on a F = 2Acos.θ x S/e mgf.

C'est la variation de qui produit la stabilité de l'équilibre lorsque l'on exerce une traction variable sur les plaques, cette traction restant toutefois inférieure à F.



Les figures ci-contre donnent la forme de la tranche liquide lorsque croît la traction T.

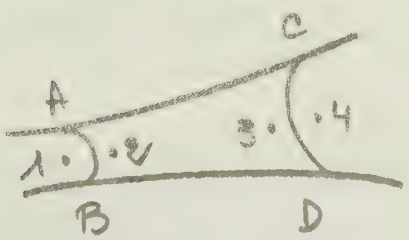
On conçoit que des variations réduites de la traction T provoquent la déformation de la tranche liquide sans provoquer une variation notable de la distance interplaque.

Il y a donc stabilité de l'équilibre.

72 - SURFACES GAUCHES.

Si le liquide interposé est homogène, les raccordements en A, B, C, D s'effectuent sous le même angle. Les pressions extérieures en 1 et 4 sont égales à la pression atmosphérique.

La différence de pression entre les points 1 et 2 est supérieure à la différence de pression entre 4 et 3 car la distance interplaque en AB est inférieure à la distance interplaque en CD. La pression en 3 est donc supérieure à la pression en 2.



La lame liquide se déplace donc dans le sens de CD vers AB à une vitesse réduite par suite de la viscosité du liquide, viscosité qui ne peut être négligée même dans le cas de l'eau pure et qui provoque des forces de frottement entre les molécules d'eau et la surface de verre ainsi qu'entre les molécules d'eau elles-mêmes.

Le liquide interposé est en équilibre lorsque les écartements AB et CD sont égaux et donc que la pression à l'intérieur du liquide est uniforme.

73 - ABSENCE DE BRUIT DE SUCCION.

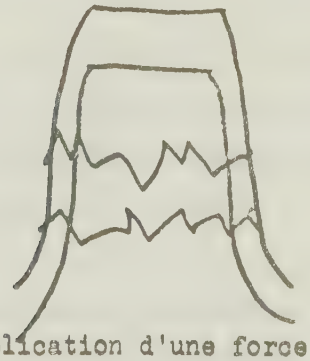
Lorsqu'une force assez grande provoque l'écartement brusque des plaques, plaques de surface plane ou gauche, la lame liquide se rompt de façon irrégulière et des gouttelettes plus ou moins étalées adhèrent à chacune des plaques.

Cette séparation ne s'accompagne d'aucun bruit de succion, bruit caractéristique de l'entrée d'air dans une chambre de vide par un orifice de dimensions réduites.

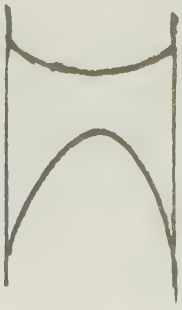
74 - GOBELETS EMBOITES.

Des gobelets en plastique assez souple, transparent, permettent l'observation du joint liquide interposé.

Ce joint à la forme d'un anneau, de face latérale irrégulière. Il se forme à l'endroit où les surfaces plastiques sont le plus rapprochées, Lorsque le joint est incomplet, il est facile de la compléter par rotation des gobelets l'un par rapport à l'autre.



L'application d'une force en vue de séparer les gobelets provoque une dépression dp, dépression équilibrée par les tranches liquides dont le profil est différent, la tranche extérieure ayant une courbe plus prononcée.



Si S est la surface de la base du gobelet, la force F nécessaire pour provoquer la séparation doit être supérieure à S.dp.
dp pouvant atteindre 15 gf/cm2 pour e = 1/10 mm, F = 450 gf pour S = 30 cm2.

La séparation s'accompagne ici du bruit de succion car il y a une chambre de dépression qui se constitue entre les deux gobelets.

75 - JOINT PERIPHERIQUE LIQUIDE DE LA PROTHESE.

La plaque qui couvre la muqueuse maxillaire permet la formation du joint périphérique liquide et la constitution d'une chambre de dépression.

L'emboitement des surfaces permet la manifestation de phénomènes analogues à celui rencontré dans le cas des gobelets emboités. Au maxillaire supérieur il semble que puisse se former parfois un joint double.

Au maxillaire inférieur le joint périphérique continu paraît improbable dans la région molaire où les courbures principales des crêtes sont de sens contraire.

Toutefois la papille rétromolaire présente des convexités de même sens et la selle inférieure doit être arrêtée à la ligne d'inflexion entre la papille et le ligament ptérigo-mandibulaire.

76 - FORCES D'ADHESION EN L'ABSENCE DE JOINT SOLIDE.

La dépression que nous avons admise : dp = 15 gf/cm2 est faible. Si nous admettons pour les plaques prothétiques, des surfaces projetées

sur un plan horizontal de 30 cm2 pour la prothèse supérieure, de 7 cm2 pour la prothèse inférieure, la force appliquée par la pression atmosphérique est égale à 450 gf au maxillaire supérieur, 100 gf au maxillaire inférieur, si l'on admet la rigidité muqueuse.

Ces forces qui constituent un maximum sont insuffisantes pour assurer l'équilibre de la prothèse inférieure et n'assurent qu'un équilibre précaire de la prothèse supérieure.

L'expérience montre qu'au maxillaire inférieur cette force de 100 gf est rarement atteinte dans les cas défavorables.

77 - EFFICACITE COMPAREE DES JOINTS PERIPHERIQUES SOLIDE ET LIQUIDE.

Pour des surfaces projetées des prothèses supérieure et inférieure de 30 cm2 et 7 cm2, la force appliquée par la pression atmosphérique peut atteindre au maximum 30 kgf et 7 kgf si le joint périphérique solide continu est réalisé alors qu'elle n'est que de 450 gf et 100 gf dans le cas le plus favorable du joint liquide périphérique continu.

La supériorité du joint solide est donc écrasante et on comprend que la recherche de ce joint périphérique solide continu soit le souci permanent du prothésiste.

78 - ANALOGIES ET DIFFERENCES ENTRE JOINTS SOLIDE ET LIQUIDE.

Ainsi les joints solides et liquides étudiés permettent, les uns comme les autres, l'existance d'une dépression provoquant la manifestation de la pression atmosphérique.

Mais si dans le cas du joint solide la chambre de vide peut équilibrer l'application d'une force de 1 kgf par cm2 de surface projetée, le joint liquide ne peut permettre que l'application d'une force de 15 gf par cm2 pour une largeur de la tranche liquide de 1/10mm. Il est illusoire d'espérer une largeur si réduite du fait de l'arrondi des bords de la prothèse et de l'excés de la salive. Une largeur de 1 mm

paraît plus conforme à la réalité. Elle ne permet qu'une dépression maximum de 1,5 gf/cm2.

Il semble qu'une prothèse à bords minces et la déglutition fréquente de la salive devraient permettre une meilleure application. Mais la minceur des bords qui paraît nécessaire à l'efficacité du joint liquide semble en contradiction avec l'arrondi nécessaire à la recherche du joint solide entre la muqueuse mobile et la prothèse.

Enfin, si le joint solide permet l'existence d'une dépression indépendante de lui-même, dépression qui doit être obtenue secondairement par aspiration de l'air (hémisphère de Magdebourg), élasticité (ventouse caoutchouc), contraction thermique (verre à ventouse) il convient de noter que dans le cas du joint liquide c'est la mouillabilité qui crée le joint, la tension superficielle et la capillarité qui créent la dépression.

Il y a donc existence simultanée de l'herméticité et de la dépression dans le cas du joint liquide, alors que le joint solide impose l'existence préalable de l'herméticité qui est suivie de la dépression.

79 - ETABLISSEMENT DE L'HERMETICITE DU JOINT SOLIDE.

Les expérimentateurs des hémisphères de Magdebourg ont appliqué l'une contre l'autre les tranches solides usinées et les ont maintenues en exerçant une pression suffisante pour permettre l'aspiration initiale de l'air sans que celui-ci soit remplacé par une entrée d'air extérieur.

Cette pression suffisante pour créer l'herméticité, lors de la faible dépression intérieure initiale, s'est renforcée en fonction de l'augmentation de la dépression.

Les expérimentateurs ont pu alors cesser leur intervention, la seule pression atmosphérique provoquant à la fois l'herméticité du joint et l'adhérence des hémisphères.

L'infirmière exerce également une pression initiale sur le verre à ventouse pour créer le joint périphérique qui va permettre secondairement l'établissement de la dépression par contraction thermique de l'air intérieur. La tension de la peau permet seule l'herméticité lorsque la dépression est devenue suffisante.

La ventouse caoutchouc subit une déformation initiale qui persiste partiellement après retour incomplet à la forme primitive. Cette déformation assure le contact initial entre le caoutchouc et l'appui, suivant un anneau périphérique, contact qui persiste assurant la permanence du joint.

Dans tous les cas de joint solide, il existe donc une phase initiale très importante qui conditionne totalement l'établissement de l'adhérence, donc le succés.

Cette phase consiste en une déformation élastique d'une des deux surfaces en contact.

Cette déformation initiale assure le joint primitif qui se trouve renforcé lorsque la dépression augmente. De même il convient en prothèse que la muqueuse soit déformée au niveau des bords de la plaque lors de l'application de l'appareil et c'est cette déformation qui assure un contact suffisant au repos. Lorsqu'une force de désinsertion intervient le volume sous prothétique augmente, la dépression s'accroit et il se produit un ourlage de la muqueuse sur le bord de la plaque, ourlage qui renforce l'efficacité du joint.

80 - HERMETICITE SPONTANEE DU JOINT LIQUIDE.

Si le liquide mouille le solide avec lequel il est en contact, l'herméticité est immédiate sans intervention extérieure.

La goutte d'eau placée entre deux plaques de verre s'étale, son épaisseur diminue jusqu'à étalement atteignant la surface de la plaque la plus petite ou jusqu'à contact solide entre les deux plaques par trois points au minimum.

Une pression initiale appliquant les deux plaques l'une sur l'autre provoque un étalement rapide du liquide et aussi des déformations aux points de contact solide.

Si l'on cesse la pression il est possible d'observer une diminution de la surface liquide. Il y a retour à un équilibre voisin par réduction des contraintes exercées aux points de contact solide entre les plaques.

La mouillabilité du verre par le liquide est indispensable.

On ne peut observer aucun des phénomènes étudiés si le liquide interposé ne mouille pas le verre : mercure par exemple.

On peut donc affirmer que l'établissement du joint liquide est spontané alors que le joint solide est provoqué initialement par déformation d'une au moins des deux surfaces en contact.

81 - JOINT PERIPHERIQUE SOLIDE DE LA PROTHESE.

Les surfaces en contact solide entre le bord rigide de la prothèse et la muqueuse déformable réalisent le joint périphérique de la prothèse.

La déformabilité de la muqueuse est variable selon qu'il s'agit de la muqueuse mobile ou de la fibromuqueuse.

L'établissement préalable du joint solide impose une déformation de la muqueuse qui doit se trouver appliquée au bord de la prothèse.

C'est donc au niveau de la muqueuse mobile, dans les vestibules que doit être particulièrement recherché l'établissement du joint solide.

Le bord de la prothèse doit exercer une pression sur la muqueuse mobile. Les contacts peuvent exister soit avec la muqueuse labiale ou jugale, soit avec la muqueuse maxillaire, soit au fond du vestibule. Dans la région palatine la pression sur le palais mou est nécessaire.

Au maxillaire supérieur ces contacts paraissent réalisables assez facilement. Mais au maxillaire inférieur les difficultés sont plus

grandes particulièrement pour les régions rétromolaires et du côté lingual.

Nous pensons qu'il convient, au maxillaire supérieur aussi bien qu'au maxillaire inférieur, de rechercher la formation de ce joint non seulement avec la muqueuse mobile maxillairen non seulement au fond des gouttières vestibulaires et linguales mais également par des contacts avec la surface extérieure de la prothèse, donc au niveau des muqueuses labiale, jugale, et même dans les régions inféro-latérales de la langue. Dans la région rétromolaire inférieure le joint ne peut se concevoir que par compression de la muqueuse entre le bord postérieur de la selle et l'os maxillaire. La déformation est donc ici d'une amplitude plus réduite qu'au palais mou où la muqueuse n'est pas écrasée mais fléchie car elle n'est pas soutenue par le squelette.

Alors que dans les vestibules, au palais mou, les réactions de la muqueuse déformée sont proportionnelles aux élongations, au niveau de la fibromuqueuse soutenue par le squelette, les réactions sont proportionnelles à une certaine puissance de ces élongations.

Donc, il doit exister, entre le bord de la prothèse et la muqueuse une pression réciproque permanente. Cette pression risque de provoquer un traumatisme de la muqueuse.

Les bords de la prothèse doivent être suffisamment arrondis pour éviter des lésions de la muqueuse comme l'arrondi du bord du verre à ventouse évite les lésions de la peau.

82 - JOINT MIXTE.

Si, sur une certaine longueur du périmètre de la prothèse, le joint solide ne peut être obtenu, il est remplacé par le joint liquide, car le volume compris entre la plaque et la muqueuse est occupé par la salive.

Si L est le périmètre de la prothèse, le joint périphérique peut être solide sur une longueur Ls, liquide sur le reste du périmètre Ll.

Ces longueurs peuvent être, pour un même appareillé, l'objet de variations importantes en fonction des conditions d'utilisation.

Dans une certaine position d'équilibre statique, la pression sous-prothétique est celle qui résulte de l'action du joint liquide par capillarité.

Donc, le joint solide de longueur Ls n'apporte aucune modification à la valeur de la dépression sous-prothétique qui est la même que si le joint solide était inexistant.

Mais au point de vue dynamique la différence est importante car la communication avec la cavité buccale est d'autant plus réduite que la longueur Ll du joint liquide est elle-même plus réduite.

Nous sommes donc conduits à examiner l'équilibre dynamique qui résulte de cette communication de l'espace sous-prothétique avec la cavité buccale et donc à faire intervenir la viscosité de la salive.

Cette étude, comme celle relative à la capillarité, ne peut se faire valablement qu'en admettant la rigidité des surfaces en contact.

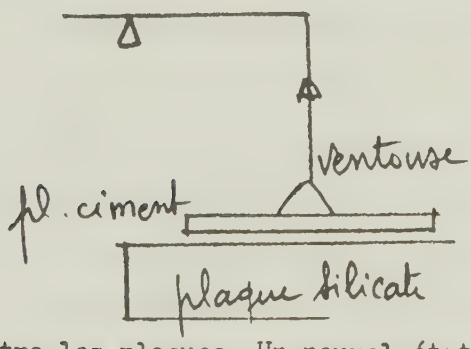
Dans les deux cas, du fait de la déformabilité de la surface muqueuse, l'étude théorique est donc assez éloignée de la réalité.

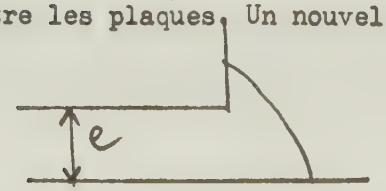
V

LE JOINT LIQUIDE PAR VISCOSITE

83 - EXCES DE LIQUIDE.

Si, partant d'une position d'équilibre statique conformément au montage, (position d'équilibre correspondant, pour la force F et la surface S de la plaque supérieure, à l'écartement e des plaques) nous apportons un excés de liquide en un point du périmètre, nous constatons que cet excés de liquide est aspiré entre les plaques. Un nouvel état d'équilibre s'établit avec un nouvel écartement e' plus grand que e et aussi un nouvel angle de raccordement.





Mais ce nouvel équilibre ne s'établit pas instantanément car l'aspiration complète de l'excés de liquide est parfois assez longue.

Si l'excés de liquide est entretenu, il ne s'établit pas de nouvel équilibre et il y a aspiration de liquide jusqu'à la séparation des plaques.

Pour F = 50 gf, S = 54 cm2, e minimum, L1 = 2 cm environ, nous avons constaté, avec l'eau pure, que 60 secondes approximativement sont nécessaires pour amener la séparation des plaques.

Pendant ces 60 secondes il est difficile mécaniquement de parler d'équilibre et cependant les plaques sont restées dans une position voisine de leur position initiale.

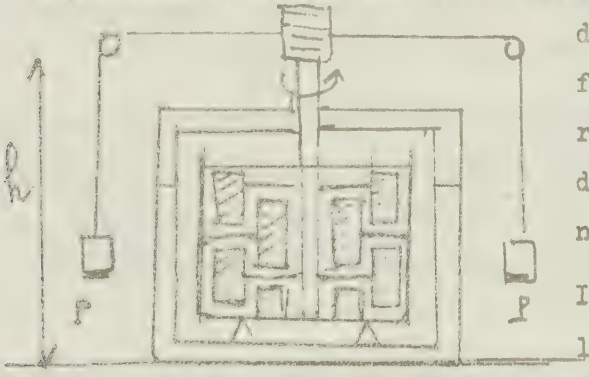
Tout se passe donc, pendant cet intervalle de temps, comme s'il y avait stabilité de l'équilibre des plaques.

84 - MECANIQUE DES FLUIDES.

La durée de l'aspiration est un problème de mécanique des fluides réels car l'eau pure n'est pas un fluide parfait.

Dans un fluide supposé parfait, il n'existe aucune force s'opposant au glissement des parties du fluide les unes sur les autres ou le long des parois. Aucune force et aucun travail ne sont nécessaires pour modifier la forme du fluide.

Mais il n'existe en réalité aucun fluide parfait. Tous les fluides : eau, air, etc... présentent une certaine viscosité, c'est-à-dire que les déplacements internes du fluide exigent toujours une certaine dépense de travail. Ce travail est transformé en chaleur comme dans l'expérience de JOULE (1818-1889) pour la détermination de l'équivalent mécanique de la calorie.



Il y a donc une grande analogie avec le travail produit par les forces de frottement solide lorsque les deux solides en contact sont animés d'une certaine vitesse relative.

Il existe aussi une différence essentielle. En effet contrairement aux forces de frottement solide, les forces de viscosité décroissent à mesure que la vitesse diminue et s'annulent avec elle. Donc la viscosité n'intervient pas lorsque le liquide est en équilibre et la statique des fluides réels est identique à la statique des fluides parfaits.

D'autre part, lorsqu'on étudie un liquide peu visqueux et que les mouvements conservent des vitesses faibles, les forces de viscosité sont négligeables.

Il existe donc de nombreux cas où les raisonnements effectués en supposant le fluide parfait représentent, avec une très bonne approximation, les phénomènes de mouvement dans un fluide réel.

85 - DYNAMIQUE DES FLUIDES REELS.

Malgré les dimensions réduites des plaques et donc les déplacements de faible amplitude imposés au liquide au cours de leur écartement, il ne faut pas considérer que les vitesses sont faibles dans le cas d'un écartement instantané surtout si la lame liquide interposée a une épaisseur très faible.

La force nécessaire pour provoquer l'écartement brusque des plaques est très supérieure à celle nécessaire pour provoquer leur séparation lorsque la durée de celle-ci est beaucoup plus longue.

Mais l'étude de la dynamique des fluides est d'une très grande complexité et lorsque l'on tient compte de la viscosité des fluides, les problèmes sont d'une telle difficulté que ce n'est que dans des cas extrèmement particuliers que l'on peut obtenir une solution très approchée.

Aussi le plus souvent, les forces de viscosité sont-elles négligées alors qu'elles ne sont que rarement négligeables dans la pratique. Les résultats ne sont que très grossièrement approchés lorsqu'ils ne sont pas entièrement inexacts.

Dans cette étude, les forces de viscosité constituant la cause principale du phénomène, il conviendra de faire des hypothèses extrêmement simplificatrices et par suite de donner une justification expérimentale.

86 - VISCOSITE.

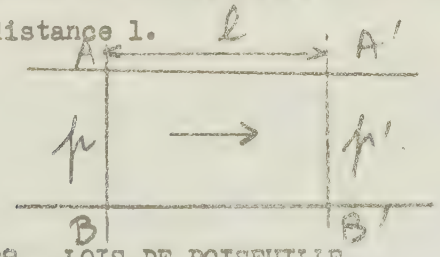
Lorsqu'un fluide réel est en mouvement, apparaissent des forces tangentielles qui s'opposent au glissement relatif des couches voisines.

Ces forces retardatrices sont proportionnelles à la surface S de ces couches et à leur vitesse relative V ; le coefficient de proportionnalité est le coefficient de viscosité μ

on a : $F = \mu v S$

87 - PERTE DE CHARGE DANS UNE CONDUITE.

Considérons un fluide qui s'écoule dans un tuyau cylindrique horizontal. Si ce fluide était parfait, la pression serait la même en toutes ses sections, mais en réalité la pression diminue d'amont en aval le long de la conduite et entre deux sections AB et A'B' séparées par une distance l, il existe une différence de pression p - p' qui s'appelle perte de charge entre ces deux sections et qui est proportionnelle à la distance l.



La perte de charge linéaire ω est donnée par la formule :

$$\omega = \frac{p - p'}{l}$$

88 - LOIS DE POISEUILLE.

Ces lois sont valables en régime laminaire, régime dans lequel un filet liquide s'allonge rectilignement suivant l'axe du fluide sans se mélanger au reste du liquide, la vitesse est parallèle en tout point à l'axe du tube (régime de Poiseuille).

Ce régime s'oppose au régime turbulent (régime de Venturi) dans lequel le liquide est animé de mouvements tourbillonnaires qui

produisent un brassage continuel de toute la masse.

Les vitesses correspondantes aux régimes de Poiseuille sont inférieures à celles du régime de Venturi.

Q étant le débit en volume, la formule $Q = k \frac{d^4 \omega}{\mu}$ avec $k = \pi/128$ traduit les lois de Poiseuille qui s'énoncent :

" Le débit en volume d'un tube capillaire est proportionnel à la perte de charge par unité de longueur, à la quatrième puissance du diamètre et inversement proportionnel au coefficient de viscosité."

Ces lois ont été établies expérimentalement par POISEUILLE (1799-1869), médecin et physiologiste, conduit à étudier l'écoulement des liquides par ses travaux sur la circulation sanguine.

Elles ont depuis été déduites de l'hypothèse sur les forces de viscosité, (forces proportionnelles aux surfaces et aux vitesses) en admettant que, dans le régime laminaire, la pression est la même en tous les points d'une même section droite et que la couche de liquide qui est en contact avec les parois du tube demeure immobile, hypothèse conforme aux observations microscopiques récentes.

89 - APPLICATION A LA PROTHESE.

Supposons que l'orifice mettant en communication l'espace sous-prothétique avec la cavité buccale soit assimilable à un tube cylindrique de diamètre d et de longueur l, que pendant l'aspiration sous-prothétique, l'écoulement de la salive s'effectue sous régime laminaire.

Les formules $p - p' = \omega l$, $Q = k \frac{d^4 \omega}{\mu}$ avec $Q = \frac{\pi d^2}{4} v$ permettent d'écrire, par élimination de la perte de charge linéaire ω

$$\omega = \frac{Q\mu}{k d^4} = \frac{\pi d^2 v \mu}{4 k d^4} = \frac{\pi v \mu}{4 k d^2} \text{ soit.}$$

$$p - p' = \omega l = \frac{\pi l v \mu}{4 k d^2} \text{ et avec } k = \frac{\pi}{128}$$

$$p - p' = \frac{32 l v \mu}{d^2}$$

Si les pressions sont p et p' à chaque extrémité de l'orifice, c'est-à-dire les pressions dans la cavité buccale et dans l'espace sous prothétique, on voit qu'il existe une différence de pression lorsque la salive est en mouvement dans l'orifice, que cette différence de pression est proportionnelle à la vitesse et s'annule avec elle quand le remplissage sous-prothétique est terminé.

Si S est la surface de la plaque prothétique en projection sur un plan, la force qui s'oppose à la désinsertion est :

$$F = \frac{32\, l\, v\, \mu}{d^2}\, S$$

Le rapport l/d^2 des dimensions de l'orifice traduit la qualité d'application de la plaque : proportionnalité à la longueur, proportionnalité à l'inverse de la section.

Nous retrouvons ainsi les facteurs bien connus par expérience d'une meilleure tenue de la prothèse, facteurs relatifs à l'adaptation et aux dimensions de la plaque.

90 - CONSTATATIONS.

Ces phénomènes peuvent être observés simplement au moyen de deux plaques de verre à silicate.

Si, dans l'air, on rapproche lentement les deux plaques, parallèlement l'une à l'autre, on constate qu'aucune force ne semble s'opposer à leur contact, mais un rapprochement rapide permet de constater l'existance d'un coussin d'air interposé. L'air est chassé vers les bords des plaques avec une vitesse insuffisante pour éviter sa compression.

Dans l'eau, les phénomènes sont qualitativement identiques.

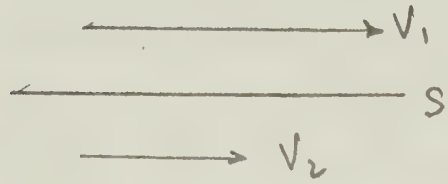
A l'écartement dans l'air et dans l'eau les phénomènes sont inversés un écartement brusque nécessite une force beaucoup plus grande que celle

qui est suffisante à provoquer un écartement lent. Au coussin d'air semble se substituer un trou d'air.

91 - COEFFICIENT DE VISCOSITE.

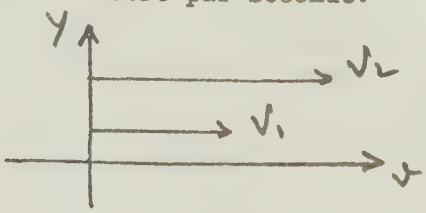
La viscosité est donc le frottement à l'intérieur d'un fluide réel en mouvement ou le frottement sur les parois du récipient.

Si deux couches fluides glissant l'une sur l'autre, séparées par



la surface imaginaire S, se déplaçant avec des vitesses V1 et V2 différentes, les forces de réaction de chaque lame fluide sur l'autre, ne sont pas normales à la surface S mais obliques. Le fluide parfait est le fluide théorique pour lequel ces réactions seraient normales aux surfaces de séparation.

L'unité internationale de viscosité ou poiseuille est la viscosité d'un fluide dans lequel le mouvement rectiligne et uniforme dans son plan, d'une surface plane solide, indéfinie, donne lieu à une force retardatrice de 1 newton par m2 de la surface de contact avec le fluide, lorsque le gradient (c'est-à-dire le taux de variation) de la vitesse du fluide à la surface du solide et par mètre d'écartement normal à la dite surface est de 1 mètre par seconde.

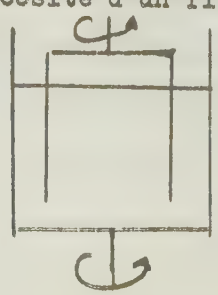


La force de frottement visqueux est :

$$F = \mu \frac{dv}{dy}$$

92 - EXPERIENCE DE COUETTE.

La viscosité d'un fluide réel est mise en évidence par l'expérience de COUETTE : Deux cylindres concentriques, mobiles autour de leur axe, baignent dans un fluide. La rotation de l'un des cylindres provoque la rotation du deuxième par les frottements



qui existent entre chaque surface et le liquide et aussi à l'intérieur du liquide.

L'unité cgs de viscosité est la poise (action retardatrice de 1 Dyne/cm2 quand gradient V = 1cm/s par cm). On utilise également la centipoise = 1/100 poise.

Pour l'eau = 0,018cgs, - l'alcool : 0,012, - le mercure : 0,015,- l'huile fluide : 0,8, - l'huile normale : 3, - la glycerine: 8, - la vapeur d'eau à 20° : 0,009, - l'air sec : 0,000142 = 1,42. 10^{-4}.

Soit en centipoises : 1,8, - 1,2, - 1,5, - 80, - 300, - 800, - 0,9, - 0,01.

Donc, dans les fluides réels, interviennent des forces retardatrices lors de tout déplacement. Ces forces existent à l'intérieur du liquide en mouvement et également au voisinage des parois.

93 - COUCHE LIMITE.

Les phénomènes de viscosité se manifestent principalement au voisinage des parois solides, dans une zone limite de faible épaisseur où le gradient des vitesses est important car au contact de la paroi , la vitesse du fluide est nulle.

Cette zone est appelles couche limite. En dehors de la couche limite, le fluide dit libre se comporte sensiblement comme un fluide parfait ; aucune force ne s'oppose à son déplacement.

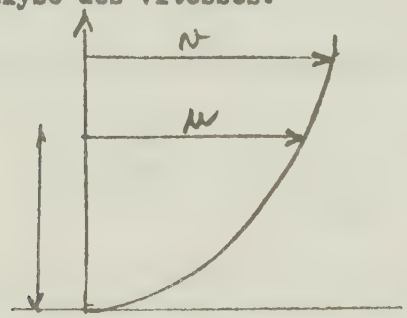
Au contact de la paroi, on admet qu'il y a adhérence entre le fluide et la paroi solide.

Cette notion très importante a été introduite par PRANDTL vers 1904. L'épaisseur de cette couche est très petite (de quelques microns à quelques millimètres selon les cas) de sorte que l'on a l'impression que le fluide glisse sur les parois.

Par exemple, l'étude de la répartition des vitesses lors de l'écoulement autour d'un profil d'aile d'avion, fournit aux ingénieurs

deux résultats différents selon que l'observation est microscopique ou macroscopique. C'est pour cela que pendant longtemps l'existence de cette couche limite échappa à l'observation.

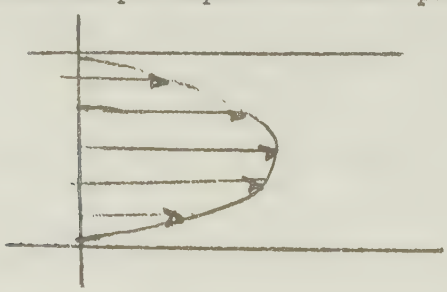
Sa mise en évidence a été réalisée à partir du moment où les expérimentateurs ont pu disposer d'instruments permettant une fine analyse des vitesses.



L'épaisseur de la couche limite se définit entre autres façons par la valeur d qui correspond au point où la vitesse est égale à 1% près la vitesse du fluide libre.

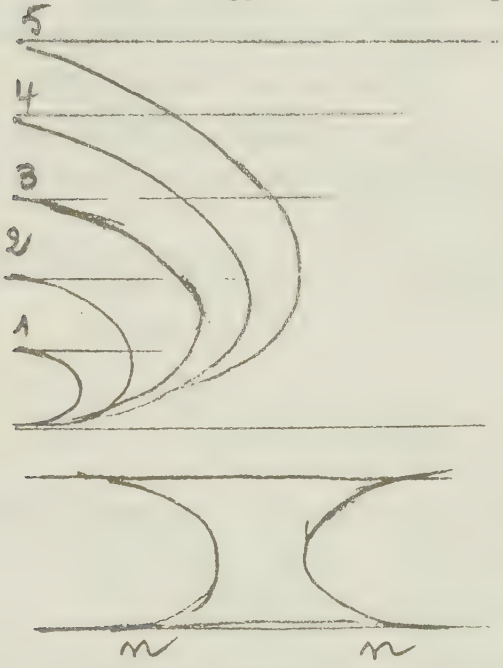
Au contact d'une plaque plane lisse, la couche limite est d'abord laminaire puis turbulente. Dans la couche laminaire la répartition des vitesses est voisine d'une parabole : nulle au contact de la paroi, elle croît jusqu'à un maximum.

Pour un écoulement longitudinal laminaire entre deux surfaces parallèles dit écoulement plan de Poiseuille, la vitesse maximale est atteinte au centre. Cette vitesse est proportionnelle au carré de la distance qui sépare les deux plaques et inversement proportionnelle au coefficient de viscosité. La répartition des vitesses est parabolique, d'allure ci-contre, et la vitesse moyenne est égale aux 2/3 de la vitesse maximale atteinte au centre.



94 - ECARTEMENT DES PLAQUES.

Lors de l'écartement de deux plaques très rapprochées et baignant dans un fluide, se produit un écoulement plan laminaire, parallèle aux plaques, un écoulement plan de Poiseuille, dont la répartition des vitesses est approximativement parabolique.



La vitesse maximale v1, donc la vitesse moyenne : v = 2/3 v1 croît avec l'écartement des plaques. Les élongations aux instants 1, 2, 3, 4 sont approximativement celles de la figure. A l'instant n, un vide relatif existe dans le volume compris entre les plaques et les surfaces n. De plus à l'intérieur du liquide en régime d'écoulement laminaire, se produit une perte de charge comme dans tout liquide en régime d'écoulement.

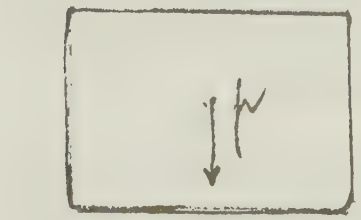
Il en résulte une dépression interplaque qui permet la manifestation de la pression atmosphérique extérieure. Cette dépression existe jusqu'au comblement instantané de la cavitation ou de la dépression interplaque c'est-à-dire jusqu'à un écartement des plaques supérieur à deux fois l'épaisseur de la couche limite.

La dépression est alors nulle et la pression atmosphérique ne s'oppose plus à la poursuite de l'écartement.

Ce phénomène est étudié dans les traités de mécanique des fluides uniquement sous la forme de l'écrasement d'un film fluide, problème de lubrification, qui bien qu'opposé au problème qui nous intéresse est identique par la nature des phénomènes mis en jeu.

95 - ECRASEMENT D'UN FILM FLUIDE.

Si un cylindre de poids P et de rayon R, à base plane, repose parallèlement sur un plan horizontal, par l'intermédiaire d'une couche fluide de viscosité et d'épaisseur h0 faible, on constate, sous l'action du poids du cylindre, que le fluide s'échappe lentement, en même temps que le cylindre s'abaisse.



La loi de variation de l'épaisseur h du fluide en fonction du temps est :

$$\frac{1}{h^2} - \frac{1}{h_0^2} = \frac{4P}{3\pi\mu R^4}(t - t_0)$$

Donc, le temps pour atteindre l'épaisseur h1 à partir de h0 est :

$$T = \frac{3\pi\mu R^4}{4P}\left(\frac{1}{h_1^2} - \frac{1}{h_0^2}\right)$$

Ce résultat peut être appliqué à l'écartement des plaques lorsque la force P est inférieure à celle qui résulte de l'action de la pression atmosphérique.

Lors du rapprochement : $\frac{1}{h_0^2}$ est négligeable devant $\frac{1}{h_1^2}$

à l'écartement : $\frac{1}{h_1^2}$ est négligeable devant $\frac{1}{h_0^2}$ et P change de sens.

Donc dans les deux cas on a $T = \frac{3\pi\mu R^4}{4Ph^2}$ si h est la plus faible épaisseur de la lame fluide.

D'où les applications valables à l'écartement comme au rapprochement : en unité cgs, avec une accélération de la pesanteur g = 981 $cm/s^2 \# 10^3 cm/s^2$.

a) M = 100 grammes/masse, R = 1,5 cm μ = 0,8 (huile fluide),
h = 10^{-4} (1 micron) = 1/1000 mm

$$T = \frac{3\pi . 0{,}8 . (1{,}5)^4}{4 . 10^2 . 10^3 (10^{-4})^2} \# 9550 \text{ sec} \# 2\text{h } 40$$

pour h = 10^{-3} = 10 microns = 1/100 mm, le temps est 100 fois plus faible soit :

T # 95 secondes.

b) Pour M = 10gm, R = 1cm, μ = $1{,}42 . 10^{-4}$ (air), h = 10^{-4}cm = 1 micron

$$T = \frac{3\pi . 1{,}42 . 10^{-4}}{4 . 10 . 10^3 (10^{-4})^2} = 3{,}34 \text{ secondes}$$

Nous savons qu'il est illusoire d'espérer des surfaces parfaitement propres. Ce résultat est donc théorique.

c) Pour un appareil complet supérieur, appliqué sur un palais théoriquement plat, baignant dans la salive de viscosité supposée = 0,1, soit 10 centipoises, à surface d'application circulaire avec R = 3cm, soumis à la seule force de pesanteur avec g = 10^3 cm/s2, et de masse 30gm, le décollement à partir d'une épaisseur e de la lame liquide interposée, supposée uniforme, de 1/10ème mm, s'effectue après un temps :

$$T = \frac{3\pi . 0{,}1 . 3^4}{4 . 30 . 10^3 (10^{-3})^2} \# 6{,}5 \text{ sec}.$$

Pour une épaisseur moyenne e de la lame salivaire de 1/100 mm = 10^{-3}cm, T est 100 fois plus grand soit 650 secondes, soit 11 minutes approximativement,
et pour e = 1/4 mm, T est 16 fois plus court soit 4/10ème de seconde environ.

Ces calculs sont théoriques car, au maxillaire supérieur, les bords de la prothèse ne baignent pas dans la salive de façon parfaite. De plus la surface muqueuse est déformable alors que les calculs concernent des surfaces planes indéformables.

d) Dans l'air et sur un palais plat et sec, c'est-à-dire dans une bouche parfaitement et illusoirement sèche avec

$\mu = 1{,}4.10^{-4}$, e = 1/100mm = 10^{-3}cgs, pour le même appareil

$$T = \frac{3\pi . 1{,}4 . 10^{-4} . 3^4}{4 . 30 . 10^3 (10^{-3})^2} \# 1 \text{ seconde}$$

Pour e = 1/10ème mm = 10^{-2}cgs : T # 1 centième de seconde

Il ne semble pas raisonnable d'espérer une épaisseur moyenne inférieure à 1/10mm qui donne, pour un palais plat, une adhérence de 6,5 secondes dans la salive et une adhérence nulle dans une bouche sèche.

e) Si, au poids de l'appareil, s'ajoutent d'autres forces de désinsertion, tous les temps précédemment obtenus sont réduits.

De plus les formes de la prothèse ne sont jamais circulaires et au maxillaire inférieur il convient de remplacer dans la formule : R par la demi largeur de la selle. Il convient donc pour une largeur uniforme de 1 cm soit R' - 1/6ème de R = 3 cm, de diviser les temps par 6 élevé à la puissance 4, soit par 1300, ce qui explique l'adhérence nulle observée pour la prothèse inférieure en l'absence totale de joint périphérique solide.

96 - MANIFESTATION DE LA PRESSION ATMOSPHERIQUE.

Ainsi, lors de la tentative de décollement de la plaque prothétique par translation, suivant une direction perpendiculaire au plan d'occlusion, existe toujours une dépression sous-prothétique. Cette dépression est permanente dans le cas du joint solide ou du joint liquide par capillarité, elle est temporaire dans le cas du joint par viscosité et toujours d'intensité très variable. Cette dépression permet la manifestation de la pression atmosphérique ou plutôt de

la pression intrabuccale généralement d'intensité voisine.

Dans la généralité, le joint peut être solide sur une certaine fraction du périmètre, liquide sans excès (capillarité) sur une autre fraction, et liquide avec excès (viscosité) sur le reste du périmètre.

Cette diversité, jointe aux diversités des formes et des surfaces d'appui prothétiques et muqueuse, ne permet pas le calcul, même approché.

Tout ce que l'on peut dire est que la supériorité appartient incontestablement au joint solide, que le joint liquide par capillarité permet un équilibre stable dans une certaine limite d'intensité des forces de désinsertion, limite plutôt faible.

Si des forces supérieures interviennent, le décollement se produit et il est alors souhaitable qu'un excès de salive permette l'action retardatrice due à la viscosité de la salive, très supérieure à la viscosité de l'air, lequel ne peut provoquer qu'une action retardatrice pratiquement nulle.

Nous avons toujours supposé un écartement avec des surfaces restant parallèles entre elles. En réalité la position est instable, il se produit un basculement avec augmentation de l'écartement d'un côté et contact des bords de l'autre côté, l'écoulement du fluide s'effectue selon des lois différentes et encore beaucoup moins accessibles au calcul mais, quoiqu'il en soit, la séparation est plus rapide.

Au terme de cette étude de l'influence de la viscosité, nous ne pouvons que répéter ce qui a été dit au début, c'est-à-dire la complexité et la difficulté de l'étude de ces phénomènes, même dans des cas très simples en apparence, ce qui n'est pas le cas de l'adhérence des prothèses dentaires, lesquelles s'appliquent sur des surfaces muqueuses déformables.

97 - ANALOGIE DU JOINT SOLIDE.

Lorsque le joint solide continu est réalisé, le comportement de la prothèse est assez analogue à celui du verre à ventouse si le joint s'établit sur la partie de la muqueuse située du côté gingival par rapport à la ligne de réflexion au fond du vestibule.

Si, par rapport à cette ligne, le joint s'établit sur le côté jugo-labial de la muqueuse, c'est avec la ventouse caoutchouc qu'il existe une certaine analogie. La muqueuse joue alors le rôle de la ventouse caoutchouc.

98 - ANALOGIE DU JOINT LIQUIDE.

Lorsque le joint solide est inexistant, l'analogie existe entre la prothèse et les plaques de verre avec interposition d'une lame liquide, plaques immergées ou non suivant que la prothèse baigne ou non dans la salive.

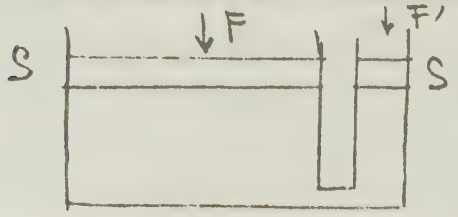
99 - ANALOGIE DU JOINT MIXTE.

C'est le cas général, la comparaison doit être faite avec la machine hydraulique qui constitue la plus importante application du Principe de PASCAL (1623-1662) :

" Une variation de pression se transmet intégralement dans un liquide en équilibre."

100 - LA MACHINE HYDRAULIQUE.

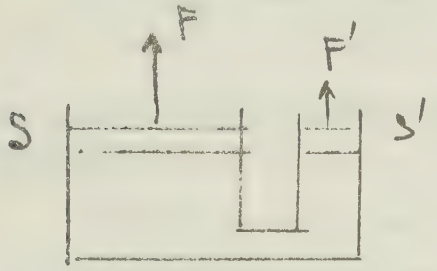
Si les forces F et F' sont exercées sur les pistons de surface



S et S', l'équilibre est réalisé lorsque $F/S = F'/S'$ soit $F = F'\frac{S}{S'}$

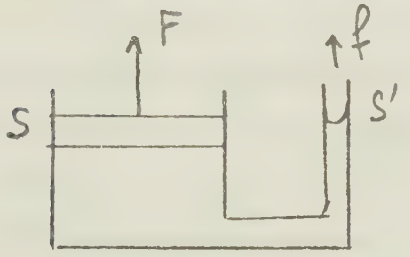
La machine est utilisée uniquement par compression des liquides et les forces extérieures ont le sens indiqué par les flèches.

Mais elle pourrait fonctionner aussi, dans certaines limites, avec des forces extérieures de sens contraires.



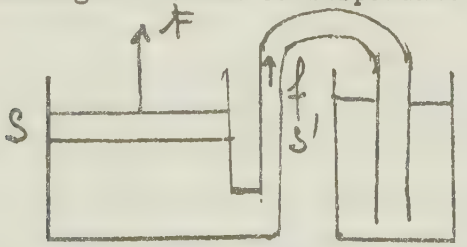
L'équilibre serait également réalisé pour $F = F' \frac{S}{S'}$.
Il convient que les pistons restent en contact avec le liquide c'est-à-dire que pour une pression atmosphérique égale à p on ait F pS et dono F' pS' Si F pS il y a cavitation.

Si le petit piston est supprimé et la surface S' assez petite,



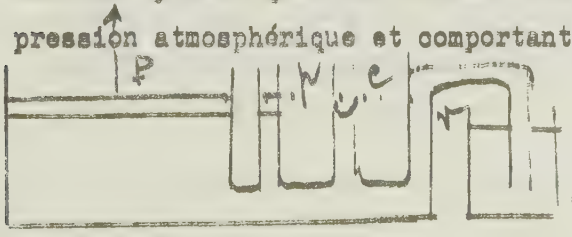
l'équilibre exige une force F qui indépendamment du poids du grand piston doit équilibrer la force f très faible résultant des phénomènes de capillarité déjà étudiés.
Nous retrouverions les mêmes résultats que ceux obtenus dans l'étude des plaques avec interposition liquide.

S'il y a excès de liquide, le phénomène résultant du joint liquide est analogue à celui correspondant au montage.



La force F nécessaire au soulèvement du piston est égale à $f \times \frac{S}{S'}$
f étant la force retardatrice provoquée par l'écoulement visqueux dans le siphon de faible section.

En définitive la prothèse est assimilable au grand piston P d'une machine hydraulique fonctionnant à la dépression dans les limites de la pression atmosphérique et comportant trois petits pistons équivalents :



p au joint solide, c au joint par capillarité, v au joint par viscosité.

Une traction exercée sur le grand piston est équilibrée par les dépressions existant en p, c et v.

101 - ATTRACTION MOLECULAIRE.

Toute usine de mécanique de précision, les Grandes Ecoles, les Lycées Techniques possèdent des étalons de longueur qui représentent une fraction connue du mètre.

Ces étalons sont constitués par des calibres parallélipipédiques en acier spécial, dits calibres de Johanson, du nom de l'ingénieur suédois qui les fabriqua le premier et que l'on combine entre-eux par juxtaposition et adhérence.

Les faces parallèles ont été optiquement dressées et réglées à un écartement connu, avec une tolérance qui ne dépasse pas quelques centièmes de micron .

On dispose de toutes les cales intermédiaires, variant suivant la graduation appliquée pour les boîtes de poids, de telle sorte que l'on obtient toutes les longueurs, de 1 millimètre à 20 ou 50 centimètres, avec une précision supérieure à 1 micron.

Ces calibres servent notamment au réglage des vérificateurs et instruments de mesures : bagues, tampons, jauges, calibres, pieds à coulisse, palmers, etc...

Il est indiqué souvent que deux cales, accolées par leur face dressée, adhèrent, vraisemblablement par suite des forces moléculaires, du fait de la structuration cristalline de certains corps, reconstituée dans ce cas de façon analogue à la restructuration obtenue lors du forgeage.

Les forces nécessaires pour les séparer par arrachement pourraient être considérables (on cite parfois 10 kgf pour chaque cm2 de surface commune) et la séparation est obtenue par glissement des pièces l'une sur l'autre.

Ces cales sont conservées soigneusement graissées, afin d'éviter l'oxydation et dégraissées uniquement pour la durée de l'utilisation.

Nous nous sommes procuré deux de ces cales de dimensions 2 × 9 × 30 mm et 5 × 9 × 30 mm, c'est-à-dire les calibres de 2 et 5 mm.

Les surfaces dressées au 1/10ème de micron étaient les rectangles de 9 × 30 mm.

Sommairement dégraissées à l'alcool à 95° et appliquées en croix (surface de contact 9 × 9 mm) on constate une légère adhérence, très loin des 10 kgf par cm2 et même de 1 kgf puisqu'elle était environ de 50 gf.

Soigneusement dégraissées à l'éther et à l'acétone on ne constate plus aucune adhérence notable entre les surfaces.

Par contre, l'interposition d'une lame liquide provoque une adhérence de 1 kgf environ, phénomène connu, dû à la capillarité et étudié plus haut, équivalent au vide interplaque.

A la lumière de ce qui a été dit lors de l'étude de la mouillabilité et concernant la propreté relative des surfaces exposées à l'air, il convient de se demander si la possibilité d'adhérence généralement admise n'est pas due au phénomène de capillarité résultant de la présence d'une couche d'impuretés interposée. On doit noter (ce qui est loin de contredire cette hypothèse) que la meilleure adhérence est obtenue lorsque l'application résulte d'un glissement des surfaces l'une sur l'autre par rotation autour d'un axe perpendiculaire.

Il est en effet connu en hydraulique que ces glissements produisent un écrasement du film interposé et donc un rapprochement beaucoup plus rapide que celui résultant d'un rapprochement sans glissement.

De même le prétendu glissement,nécessaire à la séparation, s'explique assez mal si l'adhérence résulte d'une attraction moléculaire. La nécessité de ces glissements n'apparait pas pour réaliser la séparation de deux pièces réunies par forgeage.

De plus on constate nettement des variation importante du

coefficient de frottement avec la qualité du dégraissage et on obtient tous les degrés de frottement : sec, onctueux ou pratiquement annulé par lubrification.

Nous considérons donc que, même avec les calibres de Johanson, l'adhérence due à l'attraction moléculaire reste à prouver, mais surtout, qu'en prothèse dentaire, il ne doit pas être tenu compte de ces forces de liaison pour ce qui concerne l'équilibre en bouche des pièces prothétiques.

Le rayon de la sphère d'attraction moléculaire est en effet de l'ordre de centième de micron et il est exclu d'obtenir une telle application de la plaque sur la muqueuse.

Il ne peut donc être question d'une quelconque attraction moléculaire entre la plaque et la muqueuse.

CHAPITRE IV

L E S F O R C E S A P P L I Q U E E S

---

102 - CLASSIFICATION PHYSIQUE DES FORCES.

Les physiciens distinguent habituellement :

a) Les forces de champ qui comprennent : la gravitation (dont la pesanteur fait partie), les forces électromagnétiques (dont l'affinité chimique et la force musculaire), les forces dues au rayonnement, les forces à l'intérieur des noyaux atomiques.

b) Les forces d'inertie (par exemple la force centrifuge).

c) Les forces de contact : poussées exercées sur la surface des corps, cohésion moléculaire, capillarité, frottement, viscosité.

Les physiciens ne tiennent pas compte de prétendues " forces psychiques " (radiesthésie, télépathie, médiumnisme) considérant que pas un seul phénomène dit occulte ne pouvait être à ce jour expérimentalement confirmé, se réservant d'homologuer ces phénoménes quand ils auront été identifiés par des méthodes quantitatives et reproductibles à coup sûr comme pour les forces précédentes.

103 - LES FORCES DE CHAMP.

En prothèse, les forces de champ sont la pesanteur, les forces magnétiques, et les forces musculaires. La pesanteur est utilisée pour assurer l'équilibre de la prothèse inférieure par alourdissement. Le résultat est très imparfait comme l'on sait.

Dans les autres cas, son action peut être négligée compte tenu des autres forces plus importantes qui interviennent. En effet ces forces se limitent à 20 gf pour la prothèse inférieure, 30 gf pour la prothèse supérieure. Elles n'entrent que pour une faible part dans l'équilibre de la prothèse inférieure ou le déséquilibre de la prothèse supérieure.

Les forces magnétiques, résultant de l'utilisation d'aimants exerçant entre-eux une force répulsive, ne semblent pas avoir répondu aux espoirs mis en elles. Leur action n'est pas très différente de celle des ressorts autrefois utilisés.

Les forces musculaires constituent la totalité des forces appliquées au maxillaire inférieur en mouvement.

104 - LES FORCES DE CONTACT.

Ces forces constituent l'essentiel des forces appliquées à la prothèse. Certaines sont très faibles comme celles résultant de l'écoulement de l'air dans la cavité buccale au cours de la respiration ou de la phonation. Ces forces peuvent être négligées.

Les forces excercées par le contact des tissus mous sont plus importantes, surtout lors de l'accomplissement des fonctions de déglutition, de phonation et lors de la mastication.

Au repos elles ne peuvent néanmoins être négligées. Du fait de l'état d'inocclusion qui caractérise le repos, la prothèse est soumise alors à ces seules forces appliquées qui sont très suffisantes parfois pour provoquer la désinsertion verticale de la prothèse complète inférieure d'un poids de 20 gf.

I

FORCES APPLIQUEES PAR LES TISSUS MOUS

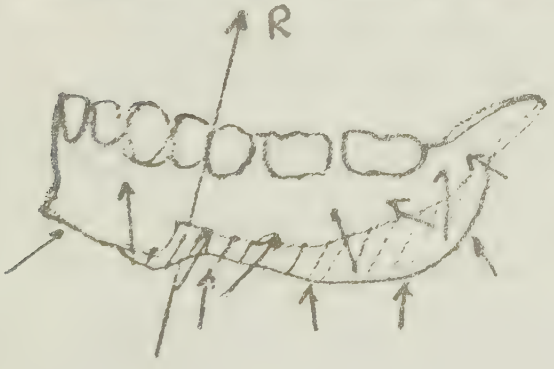
105 - FORCES APPLIQUEES A LA PROTHESE COMPLETE INFERIEURE PAR LES TISSUS MOUS AU REPOS.

L'immobilité n'est jamais absolue et le système des forces appliquées n'est pas rigoureusement invariable. Toutefois les variations sont faibles, Il y a symétrie de la prothèse et des tissus par rapport au plan sagittal.

Les forces élémentaires appliquées se caractérisent donc par leur symétrie par rapport à ce plan sagittal.

Deux forces symétriques composées admettent une résultante située dans le plan sagittal.

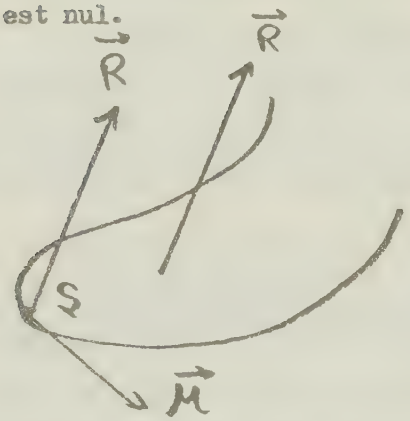
Le système est donc équivalent à un système de forces coplanaires, système particulier, réductible à une résultante unique située dans le même plan, ou à un couple de moment résultant perpendiculaire au plan.



Au maxillaire inférieur la résultante qui est un vecteur glissant à support défini est ascendante, généralement oblique vers l'arrière ; elle fait avec le plan d'occlusion un angle de 75° environ et est médiatrice du segment qui joint les points de contact des prémolaires.

Son intensité est de 100 gf environ.

Le couple, par rapport aux points du support de la résultante est nul.



Au point S, intersection de la ligne de crête et du plan sagittal, les éléments de réduction sont donc :

SR = 100 gf - SM = 200 cm.gf

(Si l'on admet que la distance de S à la résultante est 2 cm.)

106 - FORCES APPLIQUEES A LA PROTHESE PENDANT LA PHONATION.

Les forces élémentaires appliquées au cours de la phonation peuvent également être considérées comme symétriques par rapport au plan sagittal. Elles s'ajoutent aux forces qui interviennent lors du repos.

Mais elles sont variables en intensité à chaque instant alors qu'elles restent à peu près invariables en direction.

Il n'y a donc pas de modification importante de la direction des éléments de réduction, mais les intensités maxima paraîssent doubler les valeurs des intensités au repos;donc, sur chaque prothèse :

R = 200 gf, - Ms = 400 cm.gf.

107 - FORCES APPLIQUEES PAR LES TISSUS MOUS AU COURS DE LA MASTICATION.

Elles sont variables en intensité et en direction et leur caractéristique est la disymétrie par rapport au plan sagittal.

Elles ne constituent donc pas un système particulier de forces parallèles ou coplanaires, réductible à une résultante unique mais un système général réductible en tous points à une résultante et à un couple.

Négligeables par rapport aux autres forces de mastication lorsque les arcades sont en contact, elles ont leur importance lors de l'écartement des arcades.

Les éléments de réduction aux points S admettent des ordres de grandeur :

$$R = 300 \text{ gf} - Ms = 600 \text{ cm.gf.}$$

Leur direction est variable : voisine de la verticale pour la résultante et horizontale pour le couple.

Ces forces tendent à soulever la prothèse inférieure et à lui imprimer une rotation autour d'un axe sensiblement horizontal.

108 - FORCES MAXIMA APPLIQUEES A LA PROTHESE PAR LES TISSUS MOUS.

Ces forces sont appliquées alors que les arcades ne sont pas en contact et leurs éléments de réduction montrent qu'elles agissent dans le sens de la désinsertion principalement par leur résultante.

Il est parfois préconisé de rechercher l'annulation de ces systèmes de forces par un profil approprié des surfaces latérales de la prothèse, voire même d'obtenir ainsi un système de forces qui appliquerait la prothèse sur le maxillaire d'appui au lieu de la désinsérer.

Pour séduisante qu'en soit l'idée, il semble que le résultat de cette méthode soit assez incertain et qu'aucune expérimentation ne soit venue en confirmer la valeur.

Nous pouvons considérer que les forces exercées par les tissus mous atteignent un maximum obtenu avec une résultante voisine de la verticale de 300 gf et un couple à peu près horizontal de 600 cm.gf, ceci pour chaque appareil, aux points S et S', intersections des lignes de crêtes avec le plan sagittal. Il ne faut néanmoins pas perdre de vue que ce système de forces est essentiellement variable.

II

LA MASTICATION

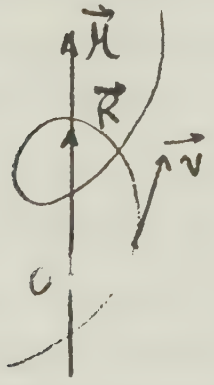
109 - CINEMATIQUE MANDIBULAIRE.

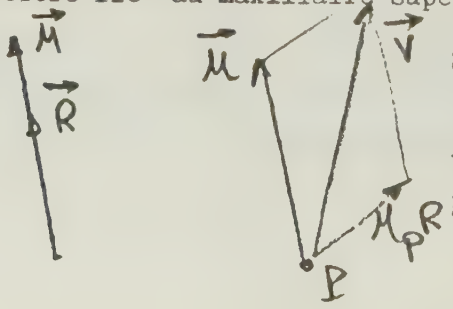
La mastication résulte du mouvement relatif des arcades.

La notion de mouvement et la notion de repos sont inséparables de la notion de repère et tel repère (maxillaire supérieur ou maxillaire inférieur) qui paraît le plus approprié à l'étude considérée, peut être choisi.

Physiologiquement c'est le maxillaire supérieur qui est pris comme repère. Les mouvements sont donc ceux du maxillaire inférieur par rapport au reste de la tête.

Le mouvement instantané, comme pour tout solide en mouvement est un mouvement hélicoïdal dont l'axe de rotation et de glissement est l'axe central du système constitué par les vecteurs vitesse des points en mouvement. Cet axe varie à chaque instant. Chaque vecteur vitesse est tangent à la trajectoire de chaque point du maxillaire à l'endroit où se trouve ce point à l'instant considéré dans le repère lié au maxillaire supérieur.





Si $\vec{R}$ et $\vec{M}$ sont les éléments de réduction en O, point de l'axe central, la vitesse en P est le moment par rapport à P de $\vec{R}$ et $\vec{M}$:

110 - DYNAMIQUE MANDIBULAIRE.

Les forces qui interviennent dans la mastication sont le résultat de l'action des muscles masticateurs et on peut considérer que chacune des fibres musculaires est génératrice d'une force élémentaire.

Il s'agit donc de forces d'attraction variables entre les points d'insertion de chaque fibre musculaire, l'un des points d'insertion étant situé sur le maxillaire inférieur, l'autre hors de ce maxillaire.

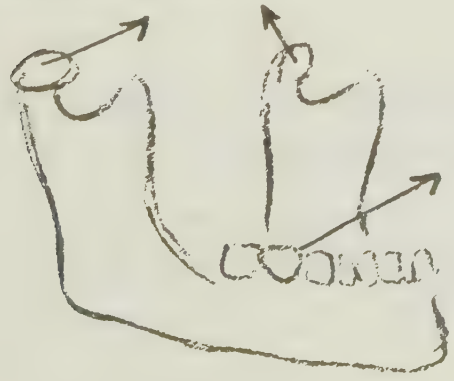
L'anatomie de la musculature masticatrice montre que le système des forces appliquées au maxillaire inférieur est donc extrêmement complexe et ne peut être ni analysé en détail ni évalué directement en intensité. Il est de plus variable à chaque instant.

En occlusion centrique et lors des mouvements sagittaux, il peut s'agir d'un système de forces symétriques par rapport au plan sagittal donc réductibles à un système de forces coplanaires équivalent à une force unique, à un couple ou à zéro, suivant que : $\vec{R} \neq 0$ et $\vec{M} = 0$, $\vec{R} = 0$ et $\vec{M} \neq 0$, $\vec{R} = \vec{M} = 0$

Mais généralement là comme ailleurs, le système de forces se réduit à une résultante et à un couple.

111 - FORCES APPLIQUEES AUX POINTS DE CONTACT DU MAXILLAIRE INFERIEUR.

Ces contacts s'effectuent entre les deux condyles et les deux ménisques et entre un nombre variable de points des faces triturantes dentaires antagonistes, soit directement, soit indirectement par interposition alimentaire.

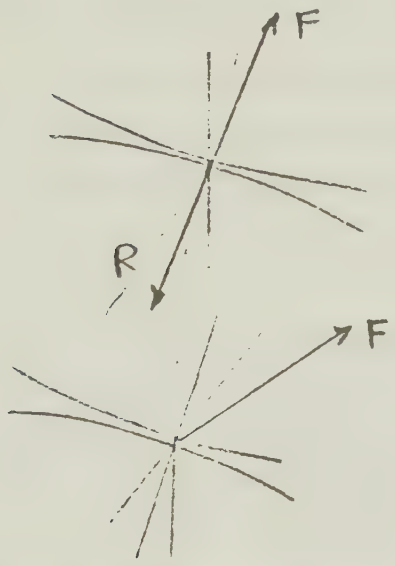


Si les arcades dentaires ne sont en contact que par un seul point, il est possible de décomposer le système des forces appliquées au maxillaire inférieur en trois forces appliquées aux trois points de contact ménisco-condyliens et dentaires (Voir n° 23).

Ces trois forces sont déterminées en grandeur, direction et sens.

Si l'on admet que la liaison ménisco-condylième s'effectue sans frottement, forces appliquées et réactions sont normales aux petites aires de contact instantané entre chaque condyle et son ménisque.

En chaque point de contact dentaire, la force appliquée à la dent antagoniste fait, avec la normale au plan commun tangent, un angle inférieur à l'angle de frottement relatif aux contacts dentaires à condition toutefois qu'il n'y ait pas de glissement des surfaces de contact et que par conséquent il y ait équilibre.



Si cette force est hors du cône de frottement il y a glissement des surfaces dentaires l'une sur l'autre. D'autres points de contact interviennent et le glissement s'arrête lorsque existe un contact fournissant une réaction compatible avec la liaison, c'est-à-dire une réaction faisant avec la normale au point de contact un certain angle inférieur à l'angle de frottement, ou lorsque les contacts dentaires constituent avec les contacts ménisco-condyliens une liaison équivalente à un encastrement compte tenu du système de forces appliquées au maxillaire inférieur.

Cet encastrement fournit un système de forces de réaction constamment opposé au système des forces appliquées et assure l'équilibre du maxillaire inférieur.

L'encastrement est toujours réalisé dans le cas de l'occlusion centrique d'une prothèse complète bien construite.

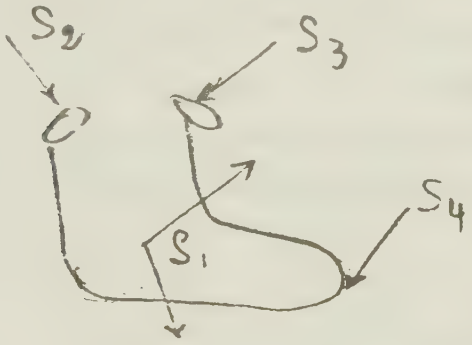
Il peut être impossible, avant l'appareillage, dans certains types d'édentement pour lesquels l'occlusion centrique est indéterminable par les seuls contacts dentaires.

112 - RÉACTIONS SUR LE MAXILLAIRE INFERIEUR.

Elles résultent des actions de contact de chaque condyle avec son ménisque et des contacts dentaires avec l'arcade antagoniste.

Les réactions de contact ménisco-mandibulaire ne peuvent être évaluées en intensité.

Ces réactions s'appliquent selon une aire de contact très limitée, les frottements sont négligeables et chaque réaction peut être réduite à une force unique. Cette force a donc une direction normale à la surface de contact et est appliquée au centre de cette surface.



Certains auteurs soutiennent que les réactions ménisco-condyliennes sont toujours nulles, c'est-à-dire que les systèmes S2 et S3 sont toujours nuls.

Ceci revient à dire que l'ensemble des systèmes S1 et S4 est toujours nul puisque la mandibule fonctionne dans des conditions voisines de l'équilibre, S1 est le système des forces musculaires, S2 et S3 sont les réactions sur les condyles, S4 les réactions aux points de contacts dentaires.

Compte tenu de la position des insertions musculaires situées entre les condyles et les points de contacts dentaires il serait très difficile de prouver que l'ensemble des systèmes S1 et S4 est nul.

Les réactions résultant des contacts dentaires sont très complexes du fait de leur nombre, de l'orientation des surfaces de contact et des frottements.

113 - FORCES EXTERIEURES AU MAXILLAIRE INFERIEUR.

Les systèmes des forces extérieures agissant sur le maxillaire inférieur, systèmes constitués par les systèmes des forces appliquées et par les systèmes des forces de réaction, sont donc très complexes à un instant donné et ils sont de plus variables.

Lorsque les arcades ne sont pas en contact et qu'un certain volume alimentaire est soumis à la mastication, les réactions aux forces musculaires appliquées sont le fait des contacts ménisco-condyliens et aussi de l'arcade inférieure avec le volume alimentaire.

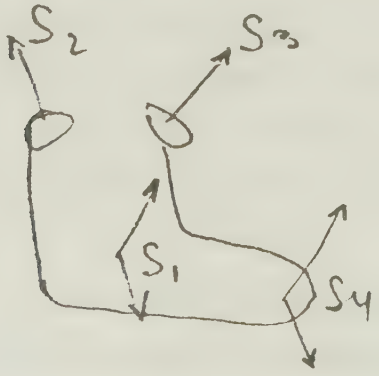
Mais lors des mouvements mandibulaires les accélérations sont faibles, c'est-à-dire que le maxillaire en mouvement fonctionne dans des conditions voisines de l'équilibre.

On peut donc considérer que le système des forces extérieures est équivalent à zéro. Dans ce cas le système des forces musculaires appliquées est opposé au système des forces de réaction sur les condyles et éventuellement sur l'arcade.

Lorsqu'il n'y a pas de réaction sur les surfaces dentaires, les forces appliquées musculaires et les forces de réaction sur les condyles sont très faibles.

114 - FORCES EXTERIEURES DE LA PROTHESE.

Nous voyons donc que, au cours de la mastication, les forces extérieures à la prothèse sont constituées par une partie des forces musculaires appliquées au maxillaire inférieur et par une partie des forces de réaction.



Le système (S1) des forces musculaires appliquées peut être décomposé en deux forces uniques (S2) et (S3) correspondant aux condyles et un système (S4) de forces appliquées en chaque point de contact entre la prothèse et la muqueuse. Le système (S4) étant équivalent à une résultante et un couple.

Ce système (S4) est équilibré par les réactions de l'arcade antagoniste sur les surfaces triturantes de la prothèse. Ces réactions constituent un système (S5) opposé à (S4).

Ainsi, physiologiquement, la prothèse se trouve soumise, au cours de la mastication, à un ensemble de forces extérieures constituées par les forces élémentaires appliquées par chaque point de la surface muqueuse en contact avec la prothèse, et les forces de réaction résultant des points de contact de l'arcade opposée ou des points de contact avec les aliments interposés.

Tout mouvement se définissant par rapport à un repère qui,comme nous l'avons vu, peut être arbitrairement choisi, on peut considérer, conformément à la physiologie, que le maxillaire inférieur est en mouvement par rapport au maxillaire supérieur fixe, mais mécaniquement on peut aussi bien considérer que c'est le maxillaire supérieur qui est en mouvement par rapport au maxillaire inférieur fixe.

De même, étant donné qu'il n'y a pas de différence de nature entre les forces appliquées et les forces de réaction, peut-on considérer que les forces appliquées à la prothèse complète par les muqueuses et les faces triturantes antagonistes sont respectivement les forces appliquées et les forces de réaction ou inversement.

Dans ce dernier cas, ce sont les forces résultant des contacts avec les dents antagonistes ou avec les aliments qui sont les forces appliquées, les forces exercées par la muqueuse sur la prothèse sont alors les forces de réaction.

Mécaniquement il est plus simple de considérer qu'il en est ainsi car les forces de contact dentaire ou de contact alimentaire sont essentiellement variables à tous points de vue : point d'application, grandeur, direction alors que les forces appliquées par la muqueuse doivent avoir la qualité d'être appliquées en chaque point de contact entre la prothèse et son appui puisque l'ambition du prothésiste est que la prothèse demeure immobile par rapport au maxillaire appareillé.

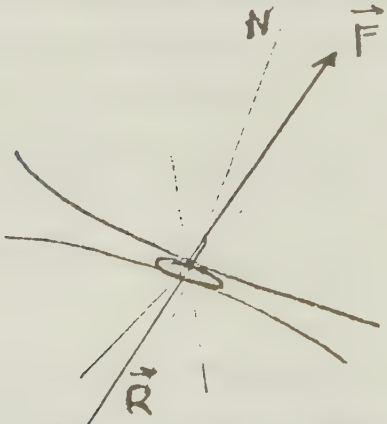
Nous considérerons donc que les forces agissant sur les faces triturantes sont les forces appliquées et que les forces agissant sur les selles sont les forces de réaction.

115 - FORCE APPLIQUEE UNIQUE.

Elle résulte d'un contact unique entre les deux arcades. Les règles de montage de la prothèse complète ont pour but d'éviter ces possibilités de contact unique et de faire en sorte qu'il existe obligatoirement plusieurs points de contact bilatéraux ou antéro-postérieurs entre les arcades. Il faut toutefois reconnaître que cela est impossible lorsque des aliments en cours de mastication se trouvent interposés en une portion de la surface triturante.

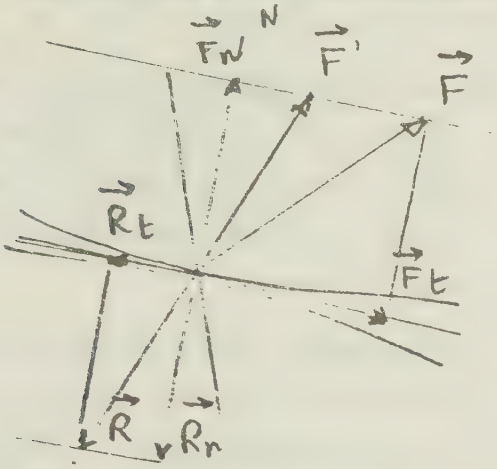
Chaque point de contact triturant est alors soumis à une force appliquée et on peut considérer que le système de forces ainsi constitué est réductible à une résultante unique F car ces forces, s'appliquant sur une aire de contact réduite, ont un moment très faible par rapport au centre approximatif de l'aire de contact.

Soit donc la force $\vec{F}$ dont la ligne d'action rencontre les surfaces triturantes en leur point de contact A, la force $\vec{F}$ faisant avec la normale en A un angle inférieur à l'angle de frottement. Cet angle de frottement est variable en fonction du coefficient de frottement des surfaces dentaires ou alimentaires en contact. Il existe une réaction $\vec{R}$ compatible avec la liaison puisque située à l'intérieur du cône de frottement, qui équilibre la force $\vec{F}$. La force appliquée au point A est donc la force $\vec{F}$ en vertu du principe de l'égalité de l'action et de la réaction.



Il y a équilibre et le point de contact A est fixe par rapport aux deux surfaces qui restent immobiles l'une par rapport à l'autre.

Si $\vec{F}$ fait avec la normale un angle supérieur à l'angle de frottement, la réaction $\vec{R}$ est contenue dans la surface latérale du cône de frottement.



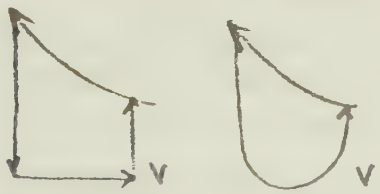
Les composantes normales des deux forces sont directement opposées et en vertu du principe de l'égalité de l'action et de la réaction, la force réellement appliquée au point A n'est pas la force $\vec{F}$ mais la force $\vec{F'}$ directement opposée à $\vec{R}$.

C'est cette force $\vec{F'}$ qui est équilibrée par la réaction $\vec{R}$ et non la force $\vec{F}$.

Il persiste donc une composante tangentielle de $\vec{F}$ qui n'est pas équilibrée. Cette composante est égale à $\vec{F} - \vec{F'}$; elle provoque le glissement des surfaces l'une sur l'autre.

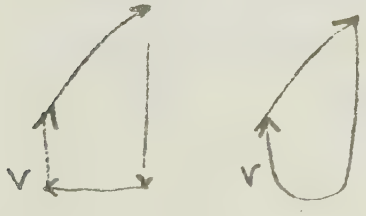
116 - GLISSEMENT DES SURFACES TRITURANTES.

Pendant la mastication, l'arcade inférieure est animée d'un mouvement périodique par rapport à l'arcade supérieure. La période peut être décomposée schématiquement en quatre phases élémentaires successives qui, partant de l'occlusion centrique pour y revenir sont les suivantes :



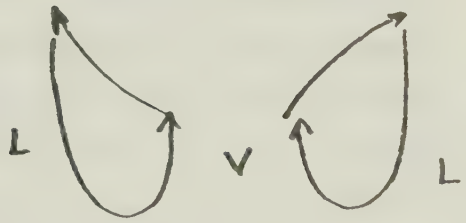
ouverture, latéralité vers le côté mastiquant, fermeture jusqu'à occlusion latérale, glissement des cuspides (faces externes inférieures contre faces internes supérieures) jusqu'au retour à l'occlusion centrique, ceci au niveau des prémolaires et molaires.

Au niveau des incisives et toujours en partant de l'occlusion centrique se produisent l'ouverture, la propulsion, la fermeture jusqu'à contact des bords incisifs antagonistes et retour à l'occlusion centrique par glissement du bord incisif inférieur sur la face palatine supérieure.



Au niveau de la canine le mouvement résulte de la combinaison des deux mouvements précédents et le retour à l'occlusion centrique s'effectue par glissement sur la face palatine supérieure.

Dans tous les cas l'amplitude des mouvements élémentaires est variable et les trois premiers mouvements : ouverture, latéralité ou propulsion, fermeture sont plus ou moins liés.

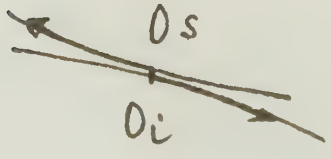


Le mouvement de glissement a également une amplitude variable, mais il est néanmoins beaucoup plus précis par le contact qui existe entre les deux faces triturantes du moins lorsque les aliments suffisamment broyés ne s'opposent pas aux contacts dentaires directs.

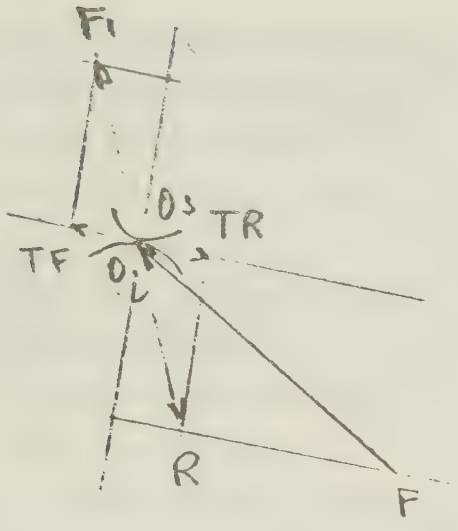
117 - FORCES AU COURS DU GLISSEMENT.

Le glissement instantané est très voisin d'une translation parallèle au plan tangent aux surfaces dentaires en leur point de contact.

Soient Os et Oi les points de contact appartenant à la dent supérieure et à la dent inférieure et qui sont en coincidence. Supposons qu'il n'y ait pas de contact alimentaire. Au cours du glissement des surfaces convexes l'une sur l'autre le point de contact se déplace sur chaque surface.



La courbe ainsi définie sur chaque surface est la trajectoire du point de contact sur la surface considérée.



Soit la figure ci-contre, contenant la normale commune et la tangente commune aux deux trajectoires au point de contact instantané O de Os et Oi.

La force appliquée FO au point Oi par le maxillaire inférieur est située à l'extérieur du cône de frottement. La réaction de Os sur Oi est OR contenue dans le côté de l'angle de frottement.

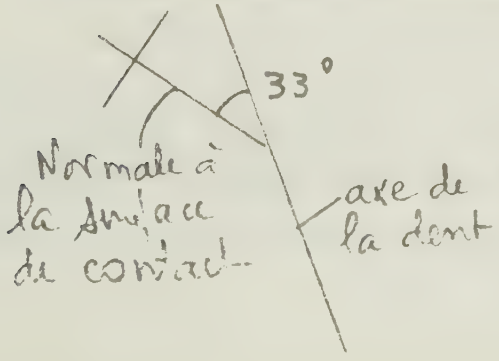
Donc la force appliquée OF1 par le point Oi sur le point Os, force directement opposée à OR, est contenue également dans le même côté de l'angle de frottement.

Ainsi dans le cas du glissement, les forces appliquées et les forces de réaction réciproques des surfaces dentaires entre-elles, en leur point de contact, ont pour support un des côtés de l'angle déterminé par l'intersection entre le cône de frottement et le plan contenant la normale aux surfaces et la tangente à la trajectoire du point de contact.

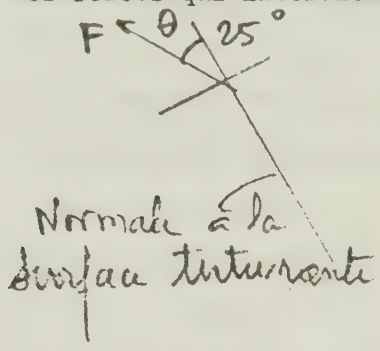
La composante tangentielle de la force relative à chaque surface a même sens que la trajectoire du point de contact sur cette surface :

118 - DIRECTION DES FORCES AU COURS DU GLISSEMENT.

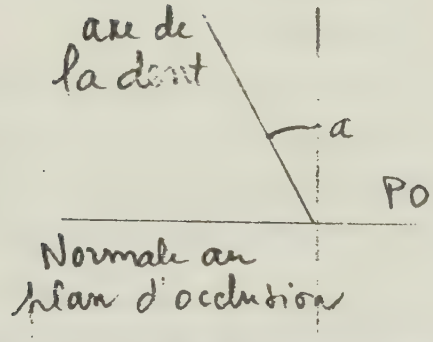
Par rapport au plan d'occlusion, la direction de la force dépend de l'orientation des surfaces triturantes en leur point de contact. En chaque point des faces triturantes , la normale à la surface dentaire fait avec l'axe de la dent un angle variable suivant la point considéré et qui, selon le type de postérieures utilisées est au maximum de 20° ou 33°.



Les forces qui interviennent au cours du glissement font avec la normale au point de contact un angle qui est égal à l'angle de frottement que nous avons évalué à 25°.

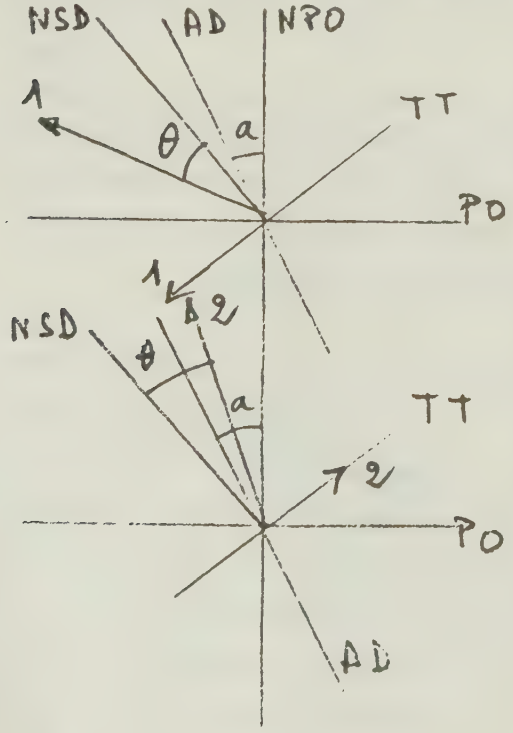


La force appliquée peut donc faire avec l'axe de la dent prothétique un angle maximum de 45° ou 58°.



L'orientation de l'axe de la dent par rapport au plan d'occlusion dépend du montage effectué par la prothésiste.

Si la normale au plan d'occlusion fait avec l'axe de la dent un angle a, cet angle s'ajoute ou se retranche en totalité ou en partie suivant l'orientation de la surface triturante au point de contact par rapport au plan d'occlusion et suivant la trajectoire du point de contact sur la surface triturante.



Si les droites suivantes sont dans le même plan ou dans des plans parallèles : normale au plan d'occlusion, axe de la dent, normale à la surface dentaire au point de contact, tangente à la trajectoire au point de contact, la direction des forces correspond aux vecteurs 1 et 2 suivant le sens 1 ou 2 de la trajectoire.

Le prothésiste, par l'orientation de la dent, par le degré de cuspidation de celle-ci et même théoriquement par le poli de la surface dentaire a donc

la possibilité d'intervenir sur la direction des forces lors des mouvements de glissement des arcades l'une sur l'autre, mouvements qui constituent l'essentiel de l'action masticatrice.

Cette possibilité est d'une très grande importance, car elle permet de faire jouer à la prothèse un rôle sélecteur des forces appliquées, en permettant d'éliminer certaines forces qui ne pourraient être équilibrées par les moyens classiques et qui donc devraient être équilibrées par les réactions osseuses résultant des contacts de l'implant avec le squelette.

Ces forces sont celles dont le support passe à l'extérieur des crêtes. De même en prothèse fixe peuvent être éliminées les forces qui ne coincident pas approximativement avec l'axe de la dent.

119 - INTENSITE DES FORCES.

Cette intensité est très variable suivant la dent considérée, suivant le point de contact et suivant la direction de la force. Elle varie également suivant les individus et selon l'état de leur denture.

Nous ne considérerons que son ordre de grandeur en évaluant celui-ci à 30 kgf chez l'édenté pour le groupe molaire, aussi bien dans le cas d'un contact unique que dans le cas de contacts dentaires multiples et à 10 kgf pour le groupe incisif.

Le système formé par cette force (ou ces forces) et les forces de contact ménisco-condylien est équivalent au système des forces exercées par la musculature masticatrice.

120 - FORCES APPLIQUEES MULTIPLES.

Elles résultent des contacts dentaires directs qui se produisent au cours de l'occlusion centrique et même en occlusion non centrique si la prothèse a été correctement montée sur articulateur physiologique puis "équilibrée" par meulage sélectif.

Il existe alors un système de forces appliquées réparties sur la totalité de l'arcade.

Ce système est très complexe car du fait des inclinaisons variables des surfaces aux points de contact, ces forces ne sont ni parallèles entre-elles ni égales en intensité.

Il ne s'agit donc pas d'un système particulier, réductible à une résultante unique, mais d'un système général dont les éléments de réduction sont une résultante et un couple.

Toutefois, nous savons par expérience que l'action de ce système a pour conséquence d'appliquer la prothèse contre la muqueuse en créant un système de forces de réaction opposé au système des forces appliquées qui assure ainsi l'équilibre de la prothèse en constituant un véritable encastrement.

121 - FORCES VERS L'EXTERIEUR DE LA PROTHESE.

Enfin il faut signaler que l'écartement des arcades au cours de la mastication peut provoquer, du fait du volume alimentaire interposé, l'application de forces localisées à une portion de l'arcade, mais qui sont de sens opposé et d'intensité plus faible que celles déjà étudiées.

Mais, dans le cas de certaines confiseries et de divers autres aliments, ces forces peuvent être assez fortes pour provoquer la solidarisation des deux arcades. La mastication de ces confiseries est naturellement interdite aux porteurs de prothèse.

Ces forces sont très comparables au point de vue de leur direction aux forces exercées sur la prothèse par les tissus mous. Elles présentent toutefois avec ces dernières une différence essentielle qui est la disymétrie par rapport au plan sagittal.

Elles s'ajoutent aux forces appliquées à la prothèse par les tissus mous que nous avons évaluées pour leur maximum à :

$$R = 300 \text{ gf} \quad \text{et} \quad Ms = 600 \text{ cm.gf}$$

La totalité de ces forces, dont le sens est vers l'extérieur des massifs d'appui et qui provoquent la désinsertion de la prothèse, admet donc une résultante dont l'intensité maximum peut être évaluée à 600 gf

dans les conditions courantes de la mastication. Le couple en S est très augmenté car la nouvelle force peut s'appliquer à 5cm environ de S et Ms peut donc atteindre 2 cm.kgf. S'il s'agit de confiseries il semble que les éléments de réduction puissent atteindre :

$$R = 2 \text{ kgf}, \quad Ms = 10 \text{ cm.kgf}.$$

122 - PRESSIONS ET PERCUSSIONS.

Nous avons dit que, lors des mouvements du maxillaire inférieur, les vitesses et les accélérations correspondantes sont relativement réduites, ce qui implique que les résultantes sont faibles, donc que son fonctionnement s'effectue dans des conditions voisines de l'équilibre.

Surfaces triturantes et aliments entrent en contact avec des vitesses relatives faibles et les forces appliquées à la prothèse, comme d'ailleurs aux arcades naturelles, ont une valeur faible à l'instant du contact, pour croître jusqu'à un maximum, pour décroître et s'annuler puis changer de sens au moment de la séparation des arcades.

En langage courant on peut dire que ces forces sont des pressions. Ces pressions partent d'une valeur nulle, croissent, passent par un maximum, puis décroissent et s'annulent.

On ne peut toutefois terminer l'étude des forces appliquées à la prothèse sans examiner le cas où les contacts dentaires s'effectuent avec une vitesse relative notable, c'est-à-dire qu'il y a choc.

III

P E R C U S S I O N S

123 - CHOCS ET PERCUSSIONS.

Comme deux billes de billard, dès que deux solides entrent en contact avec une vitesse relative qui ne s'annule pas au moment du contact, il y a choc.

En fait le phénomène n'a de sens que pour des vitesses relatives notables compte tenu de la dureté des surfaces venant au contact. Dans le cas des contacts directs dentaires des arcades opposées sans interposition de corps de dureté moindre (aliments) il y a choc ou percussion.

124 - DUREE DU CHOC.

Au point de vue cinématique, le choc d'un corps contre un autre ou contre un obstacle fixe se caractérise par l'existence d'une variation finie de la vitesse relative, variation qui se produit brusquement.

Il y a arrêt brusque de la dent appartenant à l'arcade considérée comme mobile, venant au contact de la dent antagoniste de l'arcade fixe, arrêt brusque et éventuellement changement brusque de direction.

De même la bille de billard qui en rencontre une autre peut s'arrêter brusquement pour repartir dans une autre direction et la durée totale pendant laquelle cette variation se produit est très courte.

La durée du choc peut être de 1/100, 1/1000, ou même 1/10000ème de seconde.

125 - FORCES MISES EN JEU.

Puisque la vitesse du solide varie d'une quantité finie (c'est-à-dire qui n'est ni très petite ni très grande) pendant un temps très court, l'accélération à laquelle il est soumis est très grande pendant cet intervalle de temps.

Or, la loi fondamentale de la dynamique de Galilée : $\vec{F} = m\vec{\gamma}$ montre la proportionalité de la force à l'accélération : $\vec{F}$ = force, m = masse, $\vec{\gamma}$ = accélération. Le système des vecteurs-force appliqués à un ensemble de points matériels est identique au système des vecteurs-accélération s'appliquant à cet ensemble de points, à un coefficient numérique près, qui est la masse dans le cas de la gravitation.

Pendant la durée du choc, chaque élément matériel est soumis à des forces considérables, produites par les actions de contact, sur cet éléments, des éléments voisins dans le solide auquel il appartient, ou par les éléments des autres solides avec lesquels il vient en contact.

126 - LE VECTEUR PERCUSSION.

Supposons que le choc dure de l'instant to à l'instant tl et que $\vec{F}$ soit la résultante des forces auxquelles est soumis à l'instant t, de cet intervalle de temps, un point matériel ou un élément assimilable à un point matériel. On appelle percussion sur ce point le vecteur $\vec{P}$ qui est égal à la somme des produits du vecteur $\vec{F}$ variable dans le temps, et du temps très court pendant lequel on considère qu'il garde une valeur constante c'est-à-dire :

$$\vec{P} = \int_{t_0}^{t_1} \vec{F}(t)\, dt$$

Somme du temps to au temps tl du produit de $\vec{F}$, variable avec le temps, et de l'intervalle de temps dt infiniment petit.

127 - IMPORTANCE DES VITESSES.

Les forces de résultante $\vec{F}$ qui agissent sur le point matériel pendant la durée du choc comprennent les actions de contacts qui deviennent très grandes pendant le choc, d'autre part le poids qui conserve pendant le choc sa valeur normale.

La composante du vecteur percussion qui correspond au poids est très petite puisque le temps tl - to est très court. Elle est toujours négligeable devant la percussion $\vec{P}$ de sorte que l'on peut considérer la force $\vec{F}$ comme la résultante des actions de contact et négliger le poids.

C'est ainsi que pour casser un caillou posé sur un sol meuble, un marteau léger manié à grande vitesse est nécessaire alors qu'une lourde masse serait inefficace. Par contre pour enfoncer un pieu, c'est la lourde masse qui doit être utilisée.

128 - DIRECTION DU VECTEUR PERCUSSION.

Si un point matériel frappe un obstacle fixe et qu'il n'y ait pas de frottement, la force de contact est dirigée, à chaque instant du choc, suivant la normale à la surface de l'obstacle au point de contact et il en est de même du vecteur percussion.

Mais l'absence de frottement n'est jamais totalement réalisée. Le vecteur percussion a donc une composante tangentielle, variable suivant la vitesse relative des points venant en contact, de même que la direction que prend une bille de billard, après contact avec la bande, dépend de la vitesse de translation de la bille et aussi de sa vitesse de rotation.

129 - PERCUSSIONS EXTERIEURES.

Le principe de l'égalité de l'action et de la réaction s'applique aux forces considérables qui s'exercent, pendant la durée du choc, entre les différents éléments matériels du système, qu'il

s'agisse des forces intérieures qui maintiennent à des distances invariables les différents éléments d'un même solide, ou des forces qui s'exercent aux contacts des divers solides du système.

Il en résulte, sauf cas de rupture, que les vecteurs percussion qui correspondent à ces forces intérieures sont deux à deux directement opposés.

Le système total des percussions se réduit au système des percussions extérieures c'est-à-dire pour notre spécialité aux percussions appliquées par la surface dentaire antagoniste, et aux percussions de réaction qui peuvent prendre naissance en tout point de contact de la prothèse avec un obstacle fixe en l'espèce la dent ou l'implant servant de pilier à une liaison rigide, ou la muqueuse constituant une liaison déformable élastique.

130 - TENSIONS INTERIEURES.

Mais pendant le choc la prothèse ne reste pas un solide invariable; il y a nécessairement des déformations réduites et des tensions élastiques considérables qui prennent naissance au point d'impact et se propagent à travers le solide avec une vitesse finie.

L'exemple classique est celui du bâton dont on pose les extrémités sur deux verres et que l'on frappe en son milieu ; si le coup est assez violent, le bâton est cassé sans que les verres le soient, parce que la percussion n'a pas le temps de se propager jusqu'aux extrémités du bâton avant sa rupture.

Il est donc souhaitable, dans un attachement à liaison rigide, que la distance entre l'attachement et le point de contact dentaire soit assez grande, ceci tout particulièrement lorsque le pilier sur lequel est fixé l'attachement est constitué par un implant qui est en contact avec le tissu osseux sans interposition d'un tissu élastique tel que le ligament alvéolo-dentaire.

131 - PERTE D'ENERGIE.

Lorsque deux solides se heurtent, les forces de contact qui prennent naissance au point d'impact sont liées aux déformations que subissent les deux solides à son voisinage.

Dans la première phase du choc il y a déformation du solide, le travail qu'exige cette déformation est prélevé sur l'énergie cinétique que possédaient les corps avant le choc et la déformation cesse de croître lorsque la vitesse relative des deux solides s'est annulée. La perte d'énergie résultant des déformations s'effectue sous la forme de chaleur, on dit qu'il y a amortissement du choc.

132 - ELASTICITE.

Si les solides sont élastiques, le choc comprend une seconde phase dans laquelle ils se repoussent jusqu'à ce qu'ils aient repris leur forme primitive. Les forces élastiques fournissent alors du travail, l'énergie cinétique du système augmente et finalement les deux corps s'écartent l'un de l'autre.

Les corps parfaitement élastiques sont caractérisés par l'hypothèse de la conservation de l'énergie mécanique.

Dans ce cas la vitesse relative finale est l'opposée de la vitesse relative initiale. Il ne se produit aucun dégagement de chaleur dû aux frottements résultant des déformations.

Mais si les corps sont entièrement dénués d'élasticité comme peuvent l'être deux boulettes de cire molle que l'on lance l'une contre l'autre, la déformation produite dans la première phase est permanente, aucune force ne tend à la faire disparaitre et la deuxième phase n'existe pas.

Après le choc les corps dénués d'élasticité ou parfaitement mous sont caractérisés par le fait qu'ils ont des vitesses relatives nulles suivant leur composante normale aux surfaces de contact. En réalité il n'existe ni corps parfaitement élastique ni corps entièrement dénué

d'élasticité, les corps que nous avons envisagés sont des êtres idéaux définis par les deux hypothèses des vitesses relatives finales opposées aux vitesses initiales ou des vitesses relatives finales nulles.

133 - CHOCS SUR LES TISSUS MOUS.

Ainsi le choc dépend-il de la durée de variation de la vitesse et aussi de la grandeur de cette variation (la percussion est de même nature que l'impulsion, produit d'une force par un temps, et non de même nature que le travail produit d'une force par une longueur.)

Ce sont évidemment les contacts muqueux qui offrent la plus grande durée de variation de vitesse.

Au sens pratique du terme il ne peut y avoir de choc entre la selle et la muqueuse. La durée du phénomène est longue et les forces développées restent faibles. Il n'y a pas au niveau de la muqueuse, de différence notable lorsqu'un choc et une pression sont exercés sur les faces triturantes, pression dont la variation s'effectue de manière continue partant d'une valeur nulle, croissant, passant par un maximum pour décroître et s'annuler.

Le ligament alvéolo-dentaire joue le même rôle entre le tissu dentaire et le tissu-osseux, quelquefois à ses propres dépens. Sur la dent nous savons qu'il peut y avoir fracture.

Les réactions de contact entre un implant et le tissu osseux sont différentes. Dans ce cas la variation de vitesse est brève, la percussion est grande et se transmet avec rapidité. Les surfaces triturantes liées à une implantation doivent donc être constituées par les matériaux les plus déformables et les moins élastiques c'est à-dire en résine ou en or. Le choc a alors une durée plus longue et les forces mises en jeu sont plus faibles. Enfin l'interposition d'un élément déformable entre la surface triturante et la surface osseuse paraît indispensable.

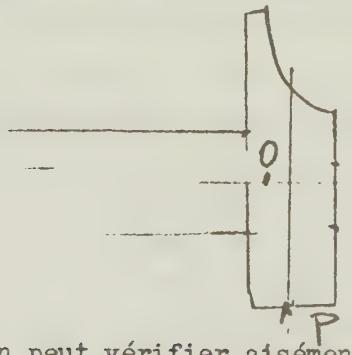
134 - PERCUSSION DE TRANSLATION ET PERCUSSION DE ROTATION.

Les chocs étudiés jusqu'ici sont provoqués par un solide se déplaçant d'un mouvement de translation.

Lorsque la percussion s'effectue sur un corps mobile autour d'un axe fixe (tel une selle reliée au pilier par une articulation cylindrique) la réaction de l'axe est opposée au système des forces de percussion rapporté à l'axe.

Pour une selle articulée comportant un appui muqueux la résultante de percussion ou percussion de translation est équilibrée par la muqueuse mais le moment de percussion ou percussion de rotation est équilibré par l'axe.

Pour éviter des théories qui sortiraient par trop du sujet, considérons un marteau. Cest un solide qui tourne autour d'un axe perpendiculaire à son plan de symétrie et passant par le poignet de l'ouvrier ; pour qu'il n'y ait pas de percussion sur le poignet il faut que la percussion produite sur le marteau par l'objet qu'il frappe soit appliquée à un certain point qui s'appelle le centre de percussion relatif à cet axe. C'est pour que cette condition puisse être réalisée que l'on donne à la masse métallique une forme qui reporte le centre de gravité en arrière du point d'application de la percussion et on doit donner au manche une longueur assez grande par rapport à la dimension de la masse.



On peut vérifier aisément en donnant un coup de marteau sur un clou que la percussion sur le poignet est nulle lorsque l'on tient correctement le marteau par l'extrémité du manche et qu'elle n'est pas nulle lorsque l'on prend le manche près de la masse.

Il convient donc dans le cas de selle articulée de prévoir une sous occlusion des dents extrêmes. De cette manière les percussions

éventuelles se produisent en un point tel que ne soit pas imposée au ligament alvéolo-dentaire ou au tissu osseux dans le cas d'une implantation, l'obligation d'équilibrer des forces instantanées trop intenses.

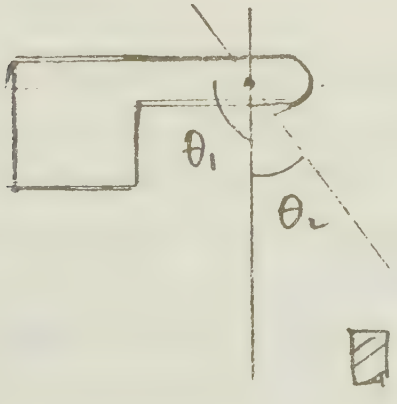
135 - PERCUSSIONS SUR UN IMPLANT.

Ce sont les vitesses qui prédominent dans le phénomène de percussion. Ces phénomènes sont donc particulièrement à redouter chez les sujets nerveux, peu capables d'un contrôle efficace d'eux-mêmes. En cas d'implantation les éléments amortisseurs devront obligatoirement être interposés afin d'éviter au tissu osseux une transmission trop fidèle du vecteur percussion appliqué aux surfaces dentaires.

En prothèse implantée, les bases résine seront plus indiquées que les bases acier et les dents résine plus indiquées que les dents en porcelaine. Il en est de même pour les prothèses partielles afin d'éviter la transmission des chocs aux dents restantes. En prothèse complète et du fait de la dépréssibilité muqueuse les percussions sont moins nocives. Toutefois il convient de noter que les dents résine provoquent moins de fracture que les dents porcelaine.

136 - MESURE DES PERCUSSIONS.

Dans l'industrie les percussions se mesurent à l'aide d'un lourd pendule qui frappe une éprouvette du métal à analyser. Après rupture de l'éprouvette le pendule continu sa rotation sans attendre toutefois l'angle de départ. La perte d'énergie cinétique qui peut ainsi être calculée permet de connaître la résistance du métal aux percussions, c'est-à-dire sa fragilité ou résilience. Ce dispositif est le mouton de Charpy.



Il est, dans notre spécialité, impossible de mesurer de façon précise l'intervalle de temps pendant lequel dure la percussion ainsi que les vitesses qui interviennent.

Dans l'étude de l'équilibre de la prothèse nous ne tiendrons pas compte des phénomènes de percussion pour lesquels il ne serait pas possible de partir de données suffisamment précises. Nous en resterons aux règles énoncées qui concernent la déformabilité élastique des matériaux utilisés et la distance entre le point d'impact de la percussion et la surface dentaire ou osseuse affectée.

CHAPITRE V

EQUILIBRE DES FORCES

---

137 - EQUILIBRE DE LA PROTHESE.

L'étude des liaisons utilisables en vue de la stabilité de l'équilibre de la prothèse en bouche, montre que seuls les appuis muqueux ou dentaires avec réactions dirigées vers l'extérieur des massifs d'appui, offrent les garanties de sécurité suffisantes.

Cette étude montre également la précarité des liaisons par dépression, sauf en cas de réalisation du joint solide périphérique continu.

Il convient dès lors de savoir si le système de forces appliquées à la prothèse peut être équilibré par l'utilisation des seules liaisons précédemment étudiées.

Lorsque, au maxillaire supérieur, le joint solide continu peut être obtenu, la liaison est un véritable encastrement qui solidarise la prothèse et le maxillaire d'appui.

En effet la pression de 1 kgf/cm2 répartie sur la totalité de la prothèse, associée à la réaction muqueuse permet l'équilibration de tous les systèmes de forces normalement appliqués à la prothèse y compris ceux résultant de la mastication.

Lorsque le joint solide est inconstant ou incomplet comme tel est généralement le cas au maxillaire inférieur, la liaison n'est pas un encastrement, la prothèse est mécaniquement un solide géné. Les mouvements compatibles avec les liaisons sont les décollements par translation, accompagnés ou non de rotations, les glissements suivant la ligne de crête et aussi des rotations unilatérales autour de la ligne de crête vers le vestibule, la combinaison instantanée du glissement et de la rotation produisant un mouvement hélicoïdal.

Seules les liaisons par dépression peuvent éviter le décollement.

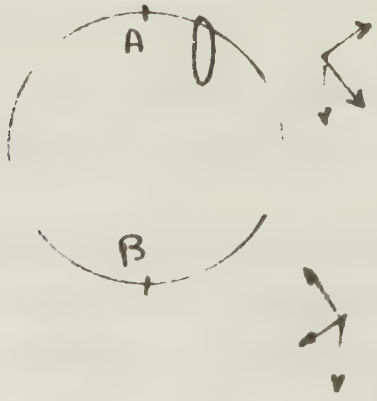
En l'absence de frottement, pour éviter le glissement, les forces appliquées doivent être normales à la ligne de crête ; pour éviter la rotation unilatérale, le support des forces appliquées doit passer à l'intérieur de cette ligne de crête, sauf adhérence du côté opposé.

S'il existe une forte résorption alvéolaire, et en l'absence totale de manifestation de la dépression, la liaison est un appui mobile. La prothèse inférieure flotte dans la bouche, maintenue par des contacts variables et intermittents avec la crête, l'arcade antagoniste, les lèvres, les joues, la langue.

Il n'y a pas de stabilité de l'équilibre mais seulement limitation et correction des écarts.

138 - STABILITE DE L'EQUILIBRE ET LIMITATION DES ECARTS.

Un anneau coulissant sur un cercle vertical permet de distinguer les deux phénomènes.



Ce dispositif constitue un pendule. Si le glissement de l'anneau se fait sans frottement, il y a sur le cercle une position d'équilibre stable en B et une position d'équilibre instable en A.

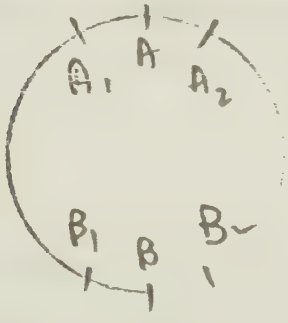
L'anneau écarté de la position d'équilibre stable est soumis à un système de forces de pesanteur $\vec{P}$ et de réaction $\vec{R}$ du cercle qui le ramène vers cette position.

Ecarté de sa position d'équilibre instable l'anneau s'en écarte davantage et cet équilibre est définitivement rompu.

Il est d'ailleurs très difficile de le placer dans sa position d'équilibre instable qui, en l'absence de frottement, est réduite à un seul point où l'anneau doit être abandonné sans vitesse.

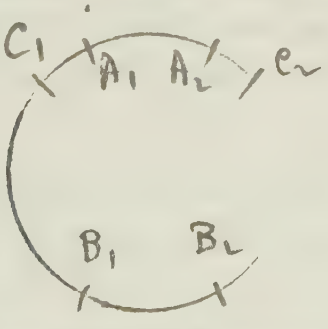
Mais les liaisons absolument sans frottement n'existent pas et aux points A et B il convient de substituer deux arcs $\overset{\frown}{A1\ A2}$ et $\overset{\frown}{B1\ B2}$.

L'anneau abandonné avec une vitesse nulle ou assez réduite sur l'arc $\overset{\frown}{A1\ A2}$ y demeurera après s'être immobilisé.



S'il est abandonné sur le cercle hors de l'arc $\overset{\frown}{A1\ A2}$ il s'immobilisera sur l'arc $\overset{\frown}{B1\ B2}$ après un nombre variable d'oscillations.

Dans les deux cas de stabilité ou d'instabilité, il existe une infinité de positions d'équilibre lorsque la liaison se fait avec frottement. Chacune de ces positions fournit une réaction compatible avec la liaison et formant avec la force appliquée $\vec{P}$ un système nul.



Amené hors de l'arc $\overset{\frown}{B1\ B2}$ l'anneau y revient ; pour les points de l'arc $\overset{\frown}{B1\ B2}$, il y a stabilité de l'équilibre.

Amené hors de l'arc $\overset{\frown}{A1\ A2}$, l'anneau s'en écarte davantage ; pour les points de l'arc $\overset{\frown}{A1\ A2}$ il y a instabilité de l'équilibre. Il n'y a pas de réaction compatible avec la liaison et formant un système nul avec la force appliquée $\vec{P}$.

Si des butées existent en C1 et C2 il y a limitation de l'écart, et si un dispositif ramène l'anneau sur l'arc $\overset{\frown}{A1\ A2}$, il y a correction de l'écart.

En prothèse complète, la stabilité de l'équilibre est assurée par l'appui muqueux sous-prothétique, appui muqueux agissant par compression ou par dépression.

En effet, un déplacement imposé à la prothèse par les forces appliquées, à partir de la position d'équilibre, modifie le système des forces de liaison résultant de ces appuis et cette modification tend à ramener la prothèse dans sa position primitive.

Si néanmoins l'équilibre a été rompu, le déplacement de la prothèse est limité par l'arcade antagoniste, les joues, les lèvres qui de plus ramènent la prothèse dans sa position primitive. Il y a limitation et correction de l'écart.

139 - DEGRE DE LIBERTE DU SOLIDE.

La position d'un solide libre dans l'espace dépend de six paramètres qui peuvent être les trois translations par rapport aux trois arêtes d'un trièdre et les trois rotations par rapport aux mêmes axes de référence.

Les forces, réduites à une résultante et un couple, peuvent être représentées par deux vecteurs dont les projections sur les axes donnent six composantes qui correspondent aux trois translations et aux trois rotations.

Le mouvement du solide dépend, pour les translations, des trois composantes de la résultante, pour les rotations, des trois composantes du moment résultant ou couple.

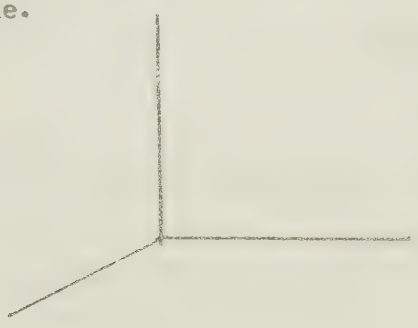
Mais le solide gêné est astreint, par les liaisons auxquelles il est assujetti, à rester en contact avec certains points, certaines droites, certaines surfaces. Son degré de liberté est réduit.

Le mouvement réel est la combinaison des mouvements élémentaires de translation et de rotation compatibles avec les liaisons.

L'étude dans l'espace est tributaire de résolutions compliquées. Aussi s'efforce-t-on, en général au prix de certaines approximations, de ramener l'étude à trois dimensions à une suite de problèmes plans c'est-à-dire portant sur des éléments soumis dans leur plan à des forces appliquées et à des forces de liaison, c'est-à-dire à une étude à deux dimensions.

140 - TRIEDRE DE REFERENCE.

Ce trièdre peut être formé de trois plans rectangulaires choisis en fonction de l'étude à effectuer et dans le but de faciliter cette étude.



Le trièdre formé de trois plans sagittal, frontal et horizontal peut permettre l'étude de l'équilibration des trois composantes de la résultante et des trois composantes du couple des systèmes de forces appliquées et de forces de réaction appliqués à la prothèse.

Mais pour l'étude des forces et des mouvements résultant de la mastication, il paraît plus judicieux de choisir un trièdre ayant pour origine un point de la ligne de crête et dont les axes sont orientés par rapport à cette ligne : un axe tangent, un axe normal vertical et un axe normal horizontal.

Ces trièdres de référence permettent de ramener l'étude à 3 dimensions à une étude à 2 dimensions ou même à une étude à une dimension par projection sur les plans ou sur les arêtes du trièdre.

141 - COMPOSANTES DES FORCES.

Nous étudierons par rapport à l'un ou l'autre des trièdres de référence l'équilibration des composantes suivantes de la résultante et du couple des systèmes de forces appliquées :

1 - Composante verticale de la résultante particulièrement lorsqu'elle est dirigée vers l'extérieur du maxillaire d'appui.

2 - Composante tangentielle de la résultante.

3 - Composante transversale de la résultante.

4 - Composante tangentielle du couple.

5 - Composante transversale du couple.

6 - Composante verticale du couple.

Nous aurons donc à projeter successivement la résultante et le moment résultant en nous intéressant plus particulièrement à la prothèse inférieure si nous voulons bien considérer que le joint périphérique solide ayant été réalisé au maxillaire supérieur, il en résulte un encastrement de la prothèse supérieure sur son maxillaire d'appui, encastrement qui assure l'équilibre sous l'action de toutes les forces normalement appliquées à cette prothèse supérieure.

142 - COMPORTEMENT DE L'EDENTE.

Dans la vie civilisée l'activité buccale et péribuccale s'effectue avec discrétion : discrétion de la parole, du rire, de la respiration, de la mimique, de la mastication. Les forces développées restent d'une faible intensité par rapport à leur possibilité maximum.

Ceci est particulièrement vrai pour la mastication : vitesses et amplitudes réduites, mouvements de propulsion et de latéralité réduits, fonction masticatrice des incisives et des canines presque inexistante. On ne manque pas aux usages en limitant l'acte masticatoire à des mouvements d'élévation et d'abaissement de la mandibule et à des

mouvements de latéralité si réduits qu'ils sont presque imperceptibles.

Or comme nous le savons et comme le raisonnement mécanique le montrerait facilement ce sont les forces appliquées résultant des divers mouvements qui sont exclus par les usages qui seraient les plus difficiles à équilibrer.

D'ailleurs le patient n'exige pas du prothésiste la reconstitution d'une denture apte à toutes les fonctions qui étaient celles de la denture de l'homme primitif.

La vie civilisée limite ces fonctions et les bonnes manières excluent de nombreux mouvements qui embarasseraient fort le praticien s'il devait donner à son patient la possibilité de les accomplir.

On peut dire que si les usages avaient été établis par le spécialiste dans le désir de faciliter son travail, le résultat n'eût sans doute pas été très différent.

Il ne faut pas se dissimuler que l'édenté total restera probablement toujours un handicapé incapable d'accomplir certains actes que peuvent accomplir les personnes pourvues d'une denture intacte.

Le devoir du prothésiste est de permettre à cet infirme d'accomplir les actes que la vie sociale exige, c'est-à-dire ceux qui restent dans certaines limites, de telle manière que, dans les limites considérées, le comportement de l'édenté ne soit pas différent du comportement de l'individu pourvu d'une denture saine.

Nous sommes donc amenés à examiner les systèmes de forces extérieures que le porteur applique à ses appareils de prothèse, soit volontairement, soit indépendamment de sa volonté et à étudier si ces systèmes sont compatibles avec les forces de réaction que les tissus muqueux et dentaires peuvent développer dans la nécessité de l'équilibration.

143 - PRESSIONS ET CHOCS DES ARCADES.

Nous avons vu que ce sont les chocs ou percussions qui développent les forces les plus importantes. Ils résultent des contacts directs des dents antagonistes.

Les forces sont provoquées par la brusque variation des vitesses. Les vitesses de mastication réduites, imposées par les usages, sont donc un facteur favorable car elles diminuent l'intensité des chocs.

Les actions réciproques des arcades, soit directement, soit par interposition alimentaire, se réduisent alors à des pressions qui varient de manière continue en fonction du temps et qui partant d'une valeur nulle reviennent à une valeur nulle en passant par un ou plusieurs maxima.

Ces forces peuvent avoir des résultantes de direction variable lorsque le contact se fait sans glissement. Lors des mouvements de propulsion et de latéralité, le glissement nécessaire au retour à l'occlusion centrique détermine la direction des forces de contact conformément aux lois du frottement selon l'étude faite ci-dessus.

I

FORCES CLASSIQUEMENT EQUILIBREES

144 - PROBLEME DE STATIQUE.

Nous avons vu que les forces extérieures à un solide S sont de deux sortes : les unes sont données à l'avance, quelquefois en fonction de la position occupée par le solide. Ces forces sont les forces directement appliquées au solide.

Elles peuvent dépendre de la forme du solide c'est-à-dire de la position de certains points particuliers. Donc, comme nous le savons déjà, la forme de la prothèse, en particulier la position donnée aux surfaces triturantes lors du montage, permet de modifier le système des forces appliquées.

Les autres forces extérieures sont les réactions exercées, par les solides avec lesquels il est en contact, sur le solide S.

Dans un problème de statique ces réactions sont des inconnues, la seule chose que l'on sache sur elles est qu'elles sont compatibles avec les liaisons : si le solide S est en contact sans frottement avec un solide S' en un point A, la réaction de S' sur S est une force normale en A à S.

Si le contact a lieu avec frottement, la réaction R n'est pas nécessairement normale à S et satisfait aux lois sur le frottement précédemment énoncées.

De plus on admet que si les réactions, définies en direction, doivent atteindre une certaine intensité, afin d'équilibrer les forces appliquées, cette intensité est atteinte (dans la limite des déformations permanentes et des ruptures ou écrasement toutefois).

Il convient donc d'étudier l'équilibre de la prothèse assujettie à rester en contact avec des obstacles fixes rigides ou déformables comme la muqueuse. Mais nous avons vu que la compression muqueuse réalise avec un faible déplacement de la prothèse un véritable contact solide avec la surface osseuse sous-jascente.

Le problème de statique appliqué à l'équilibre de la prothèse consiste donc à rechercher les conditions auxquelles doivent satisfaire certaines des forces directement appliquées pour que la prothèse reste en équilibre dans une position voisine de la position donnée, donc à définir la position des surfaces sur lesquelles s'appliquent les forces extérieures afin que ces forces puissent être équilibrées par les liaisons étudiées. De plus il convient de chercher si les réactions à exercer sur la prothèse, pour qu'elle soit en équilibre, peuvent être fournies par ces liaisons.Si la prothèse est en équilibre les forces qui lui sont directement appliquées et les réactions qui s'exercent sur elle aux divers points de contact, forment un système de forces équivalent à zéro.

Si cette condition nécessaire ne peut être remplie l'équilibre ne peut avoir lieu.

Le principe de la mécanique du solide gêné consiste à admettre que la condition est suffisante,c'est-à-dire que la prothèse, placée dans une position telle que le système des forces extérieures soit nul, reste effectivement en équilibre.

Donc la condition nécessaire et suffisante pour que la prothèse reste en équilibre est que l'on puisse trouver des réactions compatibles avec les liaisons et formant avec les forces directement appliquées un système de forces équivalent à zéro.

145 - DIRECTIONS DES FORCES APPLIQUEES.

Les forces appliquées d'intensité notable proviennent, dans le cas de la prothèse complète, soit des actions de contact des tissus mous,

soit des actions de contact avec l'arcade antagoniste, principalement au cours de la mastication. Par rapport au plan d'occlusion, les tissus nous appliquent à la prothèse des forces dirigées vers le demi-espace ne contenant pas le maxillaire d'appui et ces forces peuvent être notablement augmentées pendant la mastication lors de l'écartement des arcades.

Les forces principales appliquées à la prothèse lors de la mastication sont dirigées vers le demi-espace contenant le maxillaire d'appui.

146 - <u>EQUILIBRE DE LA COMPOSANTE VERTICALE DE LA RESULTANTE DIRIGEE VERS L'EXTERIEUR DU MAXILLAIRE D'APPUI.</u>

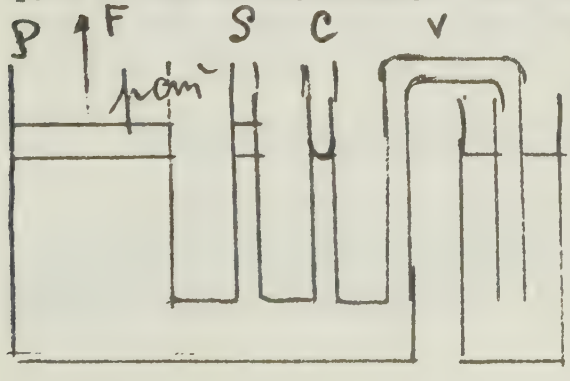
Nous avons vu que les forces appliquées, dirigées vers l'extérieur du maxillaire d'appui peuvent se réduire à une force unique de 300 gf, voisine de la verticale ascendante au maxillaire inférieur, descendante au maxillaire supérieur, inclinée vers l'arrière et dont le support est médiateur du segment joignant les points de contact entre les prémolaires.

Cette force est très facilement équilibrée, au maxillaire supérieur, par la dépression résultant de l'existence du joint périphérique solide.

L'existence du joint solide continu au maxillaire inférieur assure également très facilement l'équilibre, puisqu'une force de 1 kgf par centimètre carré de surface, en projection horizontale, peut être obtenue.

Si le joint périphérique solide est incomplet, complété par le joint fluide, la force d'adhésion est considérablement réduite, surtout au maxillaire inférieur, et ne permet pas d'obtenir un équilibre durable.

Dans ce cas la prothèse est assimilable au grand piston, de surface p, d'une machine hydraulique fonctionnant à la dépression suivant le montage ci-contre.



Le cylindre S est obstrué par son piston qui joue le rôle de joint solide.

Le cylindre C de section c faible permet le phénomène de capillarité.

Si dp est la différence de pression de chaque côté de la surface liquide

ce joint par capillarité en c équilibre une force F égale à

$$F = p\ cm2 \times dp$$

appliquée au grand piston.

Nous avons dit qu'une différence de pression dp = 15 gf/cm2 pouvait être envisagée (76). Le joint par capillarité permet donc d'équilibrer une force de désinsertion de 450 gf au maxillaire supérieur et 100 gf au maxillaire inférieur, si les surfaces projetées des prothèses sont respectivement de 30 cm2 et 7 cm2.

Une force supérieure appliquée à la prothèse, c'est-à-dire au grand piston, provoque l'abaissement du niveau en C. L'air pénètre par le cylindre C dans le cylindre P, les pressions s'équilibrent sur chaque face du grand piston et aucune force autre que son poids ne s'oppose au déplacement de ce piston.

De même, l'air peut pénétrer dans l'espace sous-prothétique par le bord de la prothèse précédemment obstrué par le joint par capillarité. Les pressions s'égalisent sur chaque face de la prothèse qui n'est plus soumise à aucune force de liaison.

Si le joint par capillarité persiste, l'aspiration se produit à travers le tube V de section v.

Le liquide est alors soumis à une force retardatrice f résultant de sa viscosité et pour permettre l'aspiration du liquide une force doit être appliquée au grand piston qui demeure dans une position voisine de l'équilibre.

De même on peut considérer que la prothèse demeure en équilibre pendant l'aspiration de la salive dans l'espace sous-prothétique. L'équilibre est détruit lorsque l'aspiration est suffisante et que, le volume sous-prothétique ayant augmenté, les joints, solide ou liquide, sont supprimés.

Ainsi nous voyons qu'en l'absence de joint solide continu, le joint liquide par capillarité équilibre de manière permanente des forces de

désinsertion assez faibles et que le joint par viscosité équilibre temporairement des forces de désinsertion supérieures.

Tout ceci peut être vérifié sommairement à l'aide d'une seringue de Pravaz remplie de liquide, par obturation de l'embout (joint solide), aspiration de l'air par une aiguille fine remplie de liquide (capillarité), aspiration du liquide par une aiguille fine (viscosité).

Il semble qu'au maxillaire supérieur le joint solide discontinu soit complété par le joint par capillarité (pas d'excés de salive) et qu'au maxillaire inférieur le joint solide incomplet soit complété par le joint par viscosité (excés de salive).

Compte-tenu de l'importance des surfaces, le joint par capillarité peut avoir une efficacité satisfaisante au maxillaire supérieur de même que le joint par viscosité au maxillaire inférieur, alors que le joint par capillarité serait inefficace à ce maxillaire.

Ainsi il semblerait que l'aspiration et la déglutition de la salive, favorable à l'adhérence du complet supérieur, serait défavorable à l'adhérence du complet inférieur.

Le porteur est contraint de réappliquer sa prothèse inférieure à intervalles rapprochés et l'équilibre de la prothèse supérieure est assez précaire. L'équilibre obtenu par la constitution du joint solide continu est donc la solution de choix et les recherches en ce domaine sont tout à fait justifiées et devraient même être intensifiées.

On reste en effet confondu devant l'efficacité d'une ventouse caoutchouc ou d'une succion parachute et on est amené à se demander si ces possibilités d'adhérence par joint solide ont été suffisamment étudiées, explorées, expérimentées.

147 - COMPOSANTES DE LA FORCE MASTICATRICE.

Les forces appliquées dirigées vers le maxillaire d'appui résultent des contacts entre les deux arcades dentaires et atteignent leur intensité maximum lors de la mastication.

Occlusion centrique exceptée qui, constituant un véritable encastrement, assure l'équilibre de la prothèse, les forces appliquées lors de la mastication peuvent approximativement être réduites à une force unique, appliquée à un point de la surface triturante et dont la direction, souvent à peu près normale au plan d'occlusion lors des interpositions alimentaires, peut faire, en cas de glissement des surfaces dentaires, un angle variable avec ce plan d'occlusion.

Cet angle, comme nous l'avons vu, varie avec l'orientation de l'axe des dents, leur degré de cuspidation et l'angle de frottement.

La projection de cette force sur les trois axes rectangulaires d'un trièdre de référence, donne trois composantes et permet d'étudier les composantes des réactions nécessaires à l'équilibration de cette force.

148 - EQUILIBRE DE LA COMPOSANTE VERTICALE DE LA RESULTANTE DES FORCES MASTICATRICES.

Cette composante est dirigée vers le maxillaire d'appui. L'équilibre est assuré par la réaction résultant de la compression muqueuse. La réaction résulte de la déformation élastique de la muqueuse. Il existe donc un léger enfoncement de la prothèse, enfoncement variable suivant la dépressibilité. La réaction croît rapidement avec l'enfoncement et l'équilibre est réalisé dans une position très voisine de la position initiale.

La suppression des forces appliquées ramène à la position primitive. L'appui muqueux permet donc la stabilité de l'équilibre.

Lorsque la résultante s'applique hors des portions médianes des selles, il se produit une rotation autour d'un axe horizontal. Il existe donc un couple d'axes horizontal.

149 - COMPOSANTE TRANSVERSALE DE LA RESULTANTE.

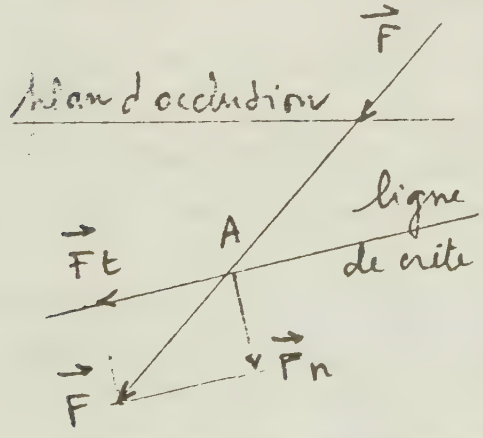
Lorsque les forces ne sont pas normales au plan d'occlusion, elles admettent des composantes horizontales : une composante sagittale et une composante transversale.

La composante transversale, généralement faible, est facilement équilibrée par les réactions provenant des faces vestibulaires ou linguale des crêtes alors même que les crêtes sont très résorbées. En effet le plus faible relief permet un calage de la prothèse dans le sens transversal. Ces réactions sont suffisantes pour assurer l'équilibre des composantes transversales des forces appliquées.

150 - COMPOSANTE SAGITTALE.

Comme les composantes transversales, les composantes longitudinales de la force appliquée se situent entre des extrêmes qui dépendent de l'angle de frottement, de la cuspidation longitudinale et de l'orientation sagittale de l'axe de la dent.

Soit une force F, appliquée dans la région molaire inférieure, dont le support rencontre en A la ligne de crête.



Elle se décompose suivant une composante normale AFn à la ligne de crête et une composante tangentielle AFt. En l'absence de frottement muqueux la réaction normale est équilibrée par la réaction muqueuse, mais la composante tangentielle AFt ne peut être équilibrée et l'appareil se déplace dans le sens de cette force.

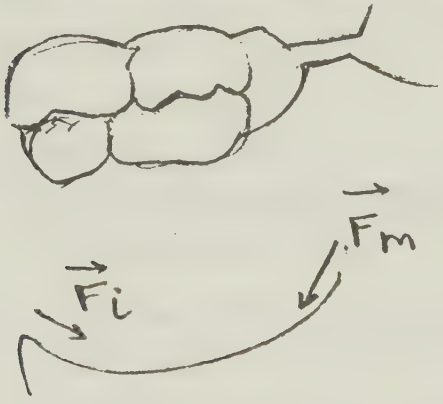
Pour F = 20 kgf, Ft peut atteindre 14 kgf si la pente de la crête sur le plan d'occlusion est de 45°.

La mouvement de la prothèse est un glissement, la force maximum qui le provoque qui est la composante Ft est d'autant plus réduite que

la cuspidation est moins prononcée et que l'axe de la dent est placé suivant le normale à la ligne de crête.

Dans le plan longitudinal, la ligne de crête possède généralement au maxillaire inférieur une concavité dirigée vers le haut et qui est plus ou moins prononcée. Lorsque la courbure est accentuée il est déjà difficile de placer l'axe de la deuxième molaire inférieure normalement à la courbe. Cette deuxième molaire devra donc être supprimée ce qui ne signifie pas que la selle sera raccourcie.

La force de mastication sera alors appliquée sur la première molaire et la deuxième prémolaire qui sont montées sur la partie horizontale de la ligne de crête et l'équilibre dans le plan longitudinal sera réalisé.



La suppression de la deuxième molaire interdit le buttage postérieur par contact des deuxièmes molaires antagonistes lors du mouvement de propulsion mandibulaire. Ce contact pourra être rétabli par des butées n'ayant pas de possibilité masticatrice.

Lorsque la courbure sagittale est nulle, la crête est à peu près parallèle au plan d'occlusion et la mastication sur la première molaire applique la force sur la partie médiane de la région molaire de la selle, provoquant une déformation uniforme de la muqueuse sous l'action d'une force centrale.

La suppression de la deuxième molaire n'est pas alors indispensable mais il est souhaitable que cette dent soit montée en légère sous-occlusion.

Le glissement longitudinal est équivalent à une rotation de la prothèse autour d'un axe transversal passant par le centre O de courbure de la crête.

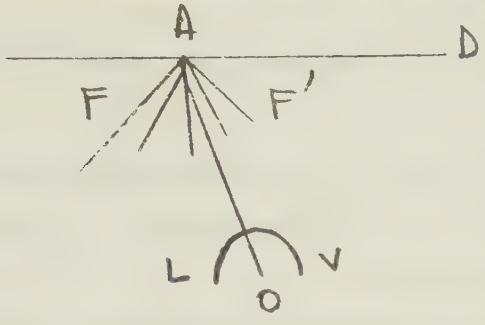
Si l'on suppose la courbure longitudinale uniforme la force Fm ne peut être équilibrée que par la force d'intensité égale Fi appliquée

vers la crête et dans la région incisive.

C'est donc une force de 12 kgf qui est nécessaire et qui ne peut être fournie que par la dépression pouvant exister au niveau de la partie antérieure de la prothèse. Il est illusoire d'espérer la manifestation d'une telle force.

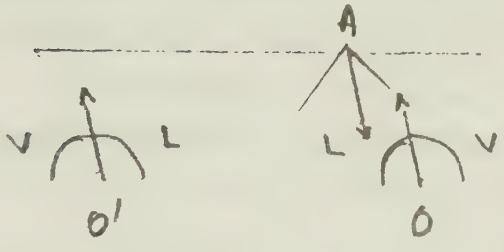
151 - COMPOSANTE TANGENTIELLE DU COUPLE.

Soient la droite D et le demi-cercle de centre O les intersections, par le plan normal à la ligne de crête, du plan d'occlusion et de la crête, les côtés vestibulaire et lingual V et L se trouvant comme il est indiqué.



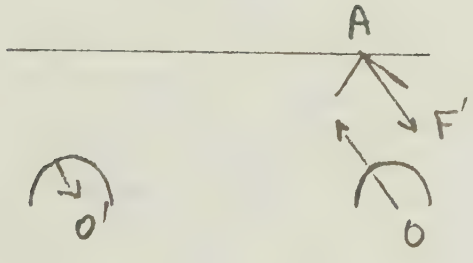
Soit A, situé dans la région molaire, le point d'application de la force.

Si l'axe de la dent est perpendiculaire au plan d'occlusion, cette force se projette dans un angle dont les côtés font avec la normale l'angle de frottement augmenté de l'angle de cuspidation.



Soit FAF' cet angle.

L'équilibre par réaction provenant des appuis muqueux par compression exige que la projection de la force sur le plan normal à la ligne de crête soit contenue dans l'angle FAO.



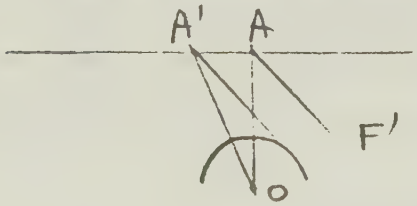
En effet, le mouvement compatible avec la liaison est une rotation vers la langue. L'appui muqueux provoque une réaction des deux arcades droite et gauche. Ces réactions sont normales à la surface muqueuse et passent par O et O' si nous considérons la liaison muqueuse sans frottement.

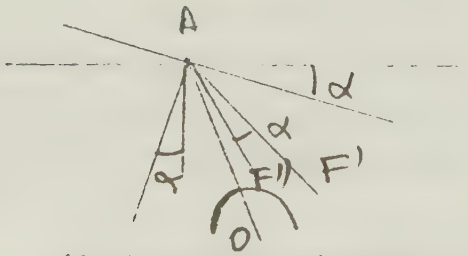
Mais lorsque la composante transverse de la force appliquée est contenue dans l'angle OAF', l'équilibre ne peut être obtenu que par exploitation de la force de dépression susceptible d'exister au niveau de la crête opposée. Nous connaissons la précarité de cette liaison au maxillaire inférieur. S'il existe une possibilité de contact, avec une portion de surface en contre-dépouille, l'équilibre peut cependant être obtenu par contact muqueux. Nous savons que ces contacts situés, au maxillaire inférieur, au-dessous de la ligne oblique interne, sont généralement mal tolérés.

Le prothésiste a la possibilité d'intervenir sur l'angle OAF' de trois manières :

La réduction de la cuspidation dans le sens transversal réduit l'angle de la même valeur : l'utilisation de postérieures à 0 réduit l'angle de 20° par rapport aux postérieures à 20°.

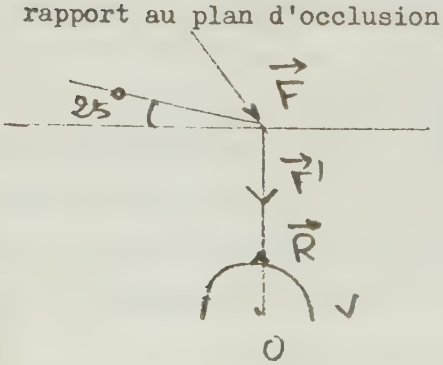
Le déplacement du bord vestibulaire de A en A' réduit l'angle OAF' de l'angle A'OA. Cette possibilité est particulièrement exploitable si la résorbtion est centrifuge et si la dent prothétique peut être montée en-dedans de la crête.





Enfin l'inclinaison de l'axe de la dent vers le vestibule réduit l'angle $\widehat{OAF}$ de la même valeur, α

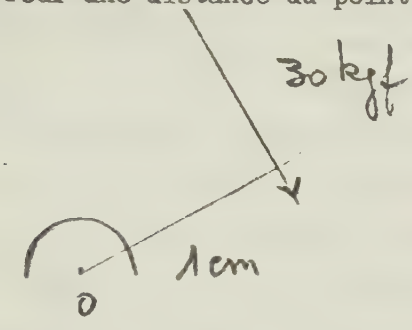
Ainsi sur une prémolaire à face triturante inclinée de 25° par rapport au plan d'occlusion et dont le bord vestibulaire est à la verticale de la ligne de crête, peut être appliquée une force à projection transverse quelconque. Cette force qui, si elle est trop inclinée sur le plan d'occlusion sera obligatoirement accompagnée de glissement des arcades l'une sur l'autre, se trouvera équilibrée



par des réactions provenant des seuls appuis muqueux.

Si ce montage ne peut être réalisé pour diverses raisons : largeur de l'arcade, position relative des crêtes de chaque maxillaire, l'équilibre de la prothèse, soumise à des forces appliquées quelconques, exige le recours à la dépression ou aux surfaces en contre dépouille au niveau de de l'hémiarcade opposée.

Pour une distance du point O au support de la force appliquée = 1 cm (ce qui paraît être un maximum) et une force de 30 kgf, le couple en O est 30 cm.kgf.



Si la distance O O' est 6 cm, la force de réaction de l'arcade opposée doit être de 5 kgf.

La dépression résultant du joint périphérique solide continu est capable de fournir cette force si la surface projetée de la prothèse correspondant à la région molaire opposée est de 5 cm2.

Cela semble devoir être le cas pour le maxillaire supérieur du fait de la relative facilité d'établissement du joint périphérique solide continu et aussi de l'importance des surfaces.

La réaction de contact sur une portion de surface rétentive semble pouvoir fournir une force suffisante. Sinon la douleur provoquée amène le porteur à éviter l'application de telles forces. Les contacts avec l'arcade dentaire antagoniste du côté opposé, contacts provenant d'un montage physiologique et de l'équilibration par meulage ne peuvent se concevoir lorsqu'il y a interposition alimentaire. Mais ce montage est efficace lorsque les arcades opposées viennent au contact. Il y a alors limitation et correction des écarts et non stabilisation de l'équilibre.

Dans tous les autres cas la prothèse, soumise à de telles forces, sera déséquilibrée, ce qui amènera le porteur à éviter l'application de ces forces . Il y parviendra généralement assez facilement mais en

réduisant ainsi ses possibilités masticatrices.

Le comportement d'un implanté, qui est probablement semblable au comportement d'un porteur de prothèse fixe, risque d'être très différent et l'implantation devra fournir les forces nécessaires à l'équilibration.

152 - EQUILIBRATION PAR MEULAGE.

Nous voyons qu'il y a donc possibilité d'équilibration par les seules réactions provenant de l'appui muqueux sur le maxillaire appareillé. Cette possibilité, véritable stabilisation de l'équilibre de la prothèse, devra systèmatiquement être recherchée et permettra d'éviter la tentative d'équilibration par montage physiologique et meulage, équilibration qui a pour but de provoquer l'action de points de contact multiples, répartis sur la totalité des deux arcades, dès qu'existe un seul point de contact, et donc de réaliser l'encastrement des prothèses sur chaque maxillaire.

Malgré tout le soin apporté lors du montage sur l'articulateur physiologique, montage compliqué et laborieux, l'équilibration par meulage, également compliquée et laborieuse, qui doit être terminée en bouche est indispensable.

Mais cette équilibration est inefficace lorsqu'une interposition alimentaire, toujours unilatérale, interdit tout contact direct des arcades.

Au sens mécanique, il ne s'agit pas d'une stabilisation de l'équilibre mais d'une limitation, suivie de la correction des écarts naissants.

Cette équilibration n'est donc jamais totalement efficace. La véritable stabilisation de l'équilibre serait très supérieure à la prétendue équilibration par montage physiologique ou meulage qui dès lors deviendrait inutile.

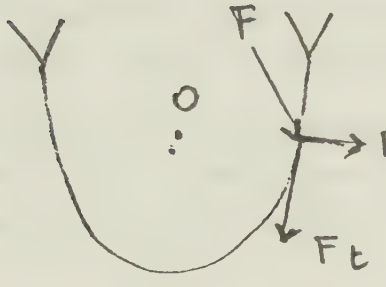
Cette stabilisation de l'équilibre, sans recherche de contacts multiples bilatéraux peut être obtenue par d'autres moyens : encastrement des prothèses sur chaque maxillaire par réalisation du joint périphérique

solide continu, orientation convenable des surfaces triturantes assurant le passage à l'intérieur de la ligne de crête de toutes les forces résultant de la mastication.

153 - PROJECTION HORIZONTALE.

La projection horizontale F de la force appliquée se décompose suivant une composante normale Fn et une composante tangentielle Ft à la ligne de crête. Ces deux composantes sont parallèles au plan d'occlusion.

La composante normale est équilibrée par la réaction de la muqueuse et de l'os maxillaire au voisinage de la ligne de crête.



La composante tangentielle ne peut être équilibrée dans l'hypothèse de l'absence de frottement. Il y a donc glissement suivant la ligne de crête. Le mouvement est équivalent à une rotation autour d'un axe vertical passant par O.

Ce mouvement combiné avec la rotation sagittale d'axe transversal conduit à un mouvement de roulement et de glissement de la prothèse sur la crête. Le plan triturant prend une direction oblique par rapport au plan d'occlusion. Mais la composante horizontale parallèle à la ligne de crête est très faible dans le mouvement de latéralité et les mouvements d'élévation et d'abaissement de la mandibule qui constituent l'essentiel de la mastication.

L'utilisation de la dépression et le frottement muqueux qui n'est pas complètement inexistant ainsi que le montage en légère surocclusion de la deuxième prémolaire et de la première molaire permettent de réduire au minimum cette composante horizontale tangente à la ligne de crête et donc le glissement qui en résulte.

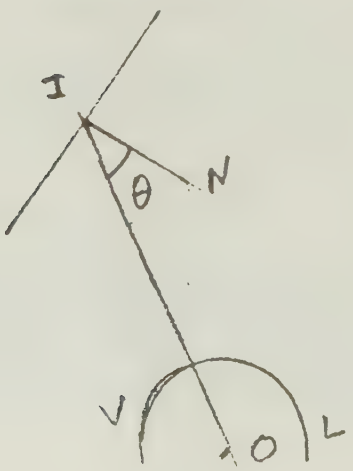
1[illegible] - MONTAGE DU GROUPE INCISIVO-CANIN. COMPOSANTE TRANSVERSALE DU COUPLE.

Les impératifs esthétiques imposent un montage des dents antérieures tel que l'équilibre des forces appliquées sur ces dents au cours de la mastication ne peut être réalisé que par des contacts entre les antagonistes postérieures. Toutefois le glissement du bord incisif inférieur sur la face palatine supérieure place la force appliquée sur la face palatine supérieure dans une direction très voisine de l'axe de la dent. De plus le joint périphérique solide supérieur permet l'équilibration de forces extérieures à la ligne de crête. Au maxillaire inférieur ces possibilités sont plus réduites et l'équilibration ne peut quelquefois résulter que des contacts postérieurs ou des contacts contre des portions de surface rétentives situées au-dessous de la ligne oblique interne.

Il est parfois nécessaire d'établir une béance entre les groupes incisivo-canins et par nécessité, sous peine de voir sa prothèse inférieure déséquilibrée, le porteur évite toute mastication dans cette région.

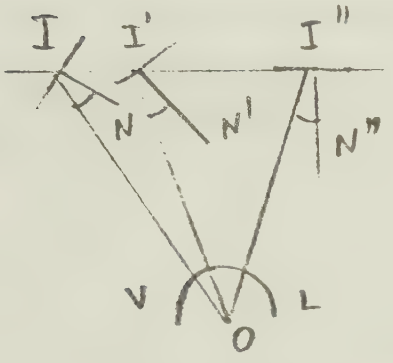
Chez l'implanté, le montage avec béance incisive sera la règle et de plus il sera recommandé au porteur d'effectuer la totalité de la mastication sur les groupes molaires.

En effet, soit O le centre du bord alvéolaire dans sa partie médiane, I le point incisif inférieur, Une force masticatrice appliquée en I n'est équilibrée par réaction résultant de l'appui muqueux par compression que si son support passe du côté lingual de O, donc lorsque la normale IN au plan de contact antagoniste (c'est-à-dire à la face palatine des incisives supérieures) se trouve à droite (sur la figure) de IO. L'Angle $\widehat{OIN}$ est l'angle de frottement



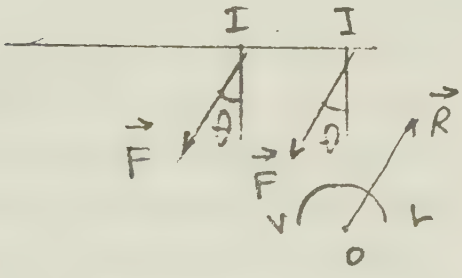
L'orientation des faces palatines supérieures intervient donc dans l'équilibre de la prothèse inférieure.

La position du point incisif inférieur I doit être déterminée par des considérations plus esthétiques que mécaniques et IN, I'N', I"N" donnent les directions extrêmes des normales aux faces palatines supérieures permettant d'assurer l'équilibre de la prothèse inférieure suivant la position du bord incisif inférieur.



Le contact en bout à bout n'est donc satisfaisant que pour I". Dans ce cas le point de contact est horizontal.

Lorsque ces conditions ne sont pas réalisées, la force $\overrightarrow{IF}$ appliquée au bord incisif inférieur, passe du côté vestibulaire de O et la prothèse inférieure se trouve soumise à un couple du fait de la réaction muqueuse antérieure $\overrightarrow{OR}$ et de la force $\overrightarrow{IF}$.



La maintien de la prothèse inférieure exige alors soit la limitation des écarts par buttage postérieur sur l'arcade antagoniste ou sous la ligne oblique interne, soit la stabilisation par recours, dans la région postérieure de la prothèse, à l'appui muqueux par dépression, lequel est incertain et dépend de la réalisation du joint solide dans cette région.

Le recours à la limitation des écarts est donc nécessaire si la stabilisation ne peut être assurée par orientation convenable des surfaces dentaires.

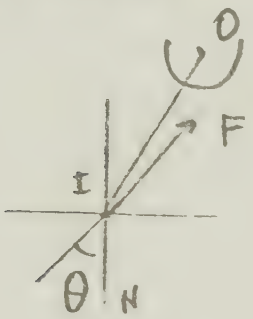
Au maxillaire supérieur le point I se trouve généralement en avant de O et la stabilisation de l'équilibre par orientation des surfaces

palatines est impossible lors des contacts avec propulsion du maxillaire inférieur.

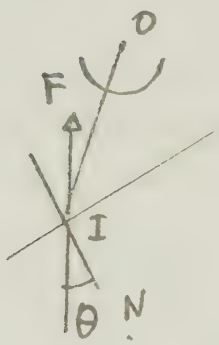
Mais l'essentiel de l'acte masticatoire est constitué par le glissement des surfaces dentaires, avec ou sans interposition alimentaire, lors du retour à l'occlusion centrique.

A l'arcade supérieure la trajectoire du point de contact est parcourue dans le sens vestibulo-palatin alors qu'au maxillaire inférieur la trajectoire est parcourue dans le sens linguo-vestibulaire.

La force F appliquée, par le contact des incisives inférieures, sur la face palatine ou le bord incisif supérieur, a la direction ci-contre ce qui montre que la force peut passer à l'intérieur de la ligne de crête alors même que le point de contact se trouve hors de la crête.



Mais en général, la force passe à l'extérieur lorsqu'elle s'applique sur la face palatine. L'articulation doit donc être aussi peu croisée que possible, limitée parfois au bout à bout ou même supprimée par béance si la liaison par dépression ne peut être obtenue dans la région postérieure de la plaque supérieure.



155 - EQUILIBRE DES FORCES APPLIQUEES PAR LES TISSUS MOUS.

Au maxillaire supérieur le joint solide continu réalise l'équilibration. A défaut le joint mixte, solide, liquide par capillarité et viscosité permet une équilibration temporaire qui nécessite la limitation et la correction des écarts par occlusion centrique et déglutition.

Le plus souvent cette équilibration donne satisfaction aux appareillés et, pendant de nombreuses décades, elle a été la seule utilisée.

Au maxillaire inférieur il en va tout autrement. Le joint solide n'est généralement réalisé que dans la région vestibulaire antérieure et latérale ainsi que dans la région sublinguale. Le contact paraît concerner les régions vestibulaires, labiale et jugale, ainsi que le plancher de la bouche et la partie inférieure de la langue.

Dans la région postérieure, le joint solide n'existe pas lorsque les forces appliquées provoquent le seul soulèvement arrière de la prothèse. L'écartement qui en résulte rend inefficace les joints par capillarité et viscosité.

Si les forces appliquées provoquent un soulèvement uniforme, le résultat est meilleur car les joints par capillarité et viscosité permettent une stabilisation temporaire satisfaisante de l'équilibre. Tel est le cas pour la résultante unique médiatrice du segment inter-prémolaire.

Si la prothèse, soumise à des forces extérieures réductibles à un couple, d'axe transversal, est soulevée à l'avant et appliquée à l'arrière sur la muqueuse d'appui, le joint solide existant dans les régions antérieures est complété dans les régions postérieures et la stabilité de l'équilibre de la prothèse est assurée.

156 - <u>L'INSTABILITE DE L'EQUILIBRE</u>.

En définitive, dans tous les cas : forces résultant des contacts dentaires au cours de la mastication ou forces appliquées par les tissus mous, la stabilité de l'équilibre peut être réalisée aussi bien pour la prothèse complète supérieure que pour la prothèse complète inférieure à l'exception toutefois des forces extérieures qui provoquent le soulèvement postérieur de la prothèse complète inférieure et à l'exception

également des forces qui provoquent son soulèvement uniforme par translation verticale.

Le talent du prothésiste consiste à supprimer la possibilité d'action de telles forces par un modelage judicieux des bords de la prothèse et un montage correct des dents.

II

FORCES EQUILIBREES PAR IMPLANTATION

157 - EQUILIBRATION PAR IMPLANT.

Les forces appliquées à la prothèse qui ne sont pas équilibrées par les liaisons classiques et qui ne peuvent être éliminées par un montage approprié, ne peuvent être équilibrées que par l'implantation. c'est-à-dire par les réactions du tissu osseux implanté.

En l'état actuel des connaissances sur ce type particulier de liaison prothétique il semble souhaitable que les réactions du squelette soient réduites à leur minimum indispensable et tel est le but de cette étude. Ce minimum doit se limiter à l'équilibration des forces qui ne peuvent être équilibrées ou qui ne peuvent être équilibrées que de manière précaire par les liaisons classiques qui ont fait leurs preuves, forces qui deplus ne peuvent être éliminées.

Il ne peut être question de chercher à faire de l'implanté l'équivalent du bénéficiaire d'une denture saine et l'ambition du spécialiste doit se limiter à permettre l'accomplissement normal des fonctions imposées par la vie civilisée.

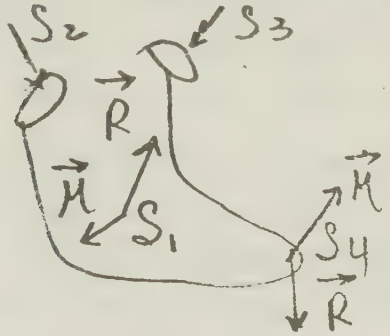
En définitive, les forces non équilibrées de manière durable par les procédés classiques et qui ne peuvent être évités par le montage prothétique, se limitent à celles qui provoquent la désinsertion verticale de la prothèse inférieure ou le soulèvement des régions molaires. Le grief le plus fréquent concerne la prothèse complète inférieure qui " se soulève.".

Le maintien permanent de cette prothèse inférieure donnerait, semble-t-il, pleinement satisfaction à nos appareillés.

C'est donc la désinsertion verticale et le soulèvement postérieur que l'implantation doit avant tout empêcher.

158 - REACTIONS OSSEUSES.

Lorsque, du fait des réactions provenant des liaisons auxquelles elle est assujetti, la prothèse sur laquelle des forces sont appliquées se trouve en équilibre, cette prothèse et le maxillaire édenté correspondant constituent un véritable solide et toutes les forces s'exerçant sur les surfaces de contact entre la prothèse et ses massifs d'appui peuvent être considérées comme des forces intérieures.



Les forces extérieures sont alors constituées par les forces déjà étudiées appliquées à la prothèse par l'arcade antagoniste et les réactions provenant des condyles et de la musculature : S1, S2, S3, S4.

Mais nous avons vu que la distinction entre forces extérieures et forces intérieures n'est pas imposée à priori et que la différenciation peut être effectuée compte tenu de l'étude envisagée.

Le solide en équilibre peut être limité à la prothèse et à son infrastructure implantée alors même qu'existent entre la prothèse et l'infrastructure, ou même à l'intérieur de la prothèse, des attachements non rigides.

L'ensemble étant en équilibre, les réactions entre surfaces de contact des éléments mobiles doivent être considérées comme des forces intérieures qui peuvent être éliminées en bloc.

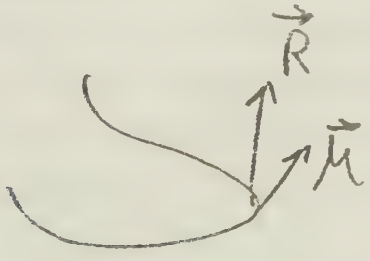
Certaines forces extérieures étant équilibrées par les réactions provenant des liaisons classiques étudiées, il reste à examiner l'équilibre entre les forces appliquées non équilibrées ou imparfaitement équilibrées par les liaisons classiques et les réactions fournies par le squelette sur la partie de l'ensemble prothétique implanté.

Nous avons vu que les forces extérieures, ne pouvant être équilibrées par les procédés classiques, résultent de l'action des tissus mous et exceptionnellement des forces masticatrices dont le support passe à l'extérieur de la ligne de crête lorsque, pour diverses raisons, le montage permettant l'élimination de telles forces ne peut être réalisé.

Nous avons donc à examiner l'équilibre, par implantation, de tels systèmes de forces et en conséquence à concevoir le meilleur procédé d'implantation destiné à assurer cet équilibre.

159 - <u>EQUILIBRE PAR IMPLANT DES FORCES PROVOQUEES PAR L'ACTION DES TISSUS MOUS.</u>

Ces systèmes de forces se réduisent au point S, intersection de la ligne de crête inférieure avec le plan sagittal, à une résultante R sensiblement verticale d'intensité 300 gf et un couple de moment sensiblement transversal et d'intensité 600 cm.gf.



Telles sont les valeurs maxima des éléments de réduction du système de forces appliquées à l'implant si cet implant unique est placé en S et assure l'équilibre du système de forces appliquées à la prothèse par les tissus mous. Les réactions de la surface osseuse en contact avec la surface de l'implant forment le système de forces de réaction. L'ensemble des deux systèmes constitue le système des forces extérieures à l'implant qui lors de l'équilibre souhaité est équivalent à zéro.

Les éléments de réduction en S des forces de réaction osseuse sont donc opposés aux éléments de réduction en S du système des forces appliquées par les tissus mous à la prothèse.

La résultante est donc verticale descendante, d'intensité 300 gf et le moment résultant de 600 cm.gf est transversal.

160 - ORIGINE DES FORCES DE REACTION EXERCEES PAR LE TISSU OSSEUX.

Nous avons considéré que la liaison de l'os avec l'implant se produit sans frottement. Les réactions sont alors normales aux surfaces en contact.

Ces réactions proviennent des déformations élastiques subies par l'os sous l'action des composantes normales des forces qui sont appliquées à sa surface de contact avec l'implant.

L'os déformé a tendance à reprendre sa forme primitive sous l'action des forces provoquées par la déformation et chacun de ses points est soumis de la part des points voisins à une force de réaction directement opposée à celle qui provoque la déformation.

Ceci est conforme au concept mécanique de force : une force est génératrice d'accélération mais aussi de déformation.

Il s'agit d'un problème de résistance des matériaux. Ce matériau n'est pas étudié dans les traités à l'usage des ingénieurs puisqu'il est constitué par le tissu osseux maxillaire.

161 - LA RESISTANCE DES MATERIAUX.

L'expérience courante prouve que, d'une part les corps se déforment sous l'action de forces suffisamment grandes, d'autre part qu'ils ne supportent pas sans rupture ou écrasement des forces de grandeur illimitée.

Le but de la résistance des matériaux est d'étudier les déformations des corps sous l'action de forces données. Il faut aussi déterminer les efforts maxima que peut supporter un corps sans danger de rupture ou d'écrasement.

C'est le second aspect du problème qui retiendra surtout notre attention puisqu'il s'applique aux constructions mécaniques quelle que soit leur échelle.

Appliquées aux tissus osseux les notions de rupture ou d'écrasement seront remplacées par celle de traumatisme.

162 - HYPOTHESES SIMPLIFICATRICES.

Nous supposerons en première approximation que le tissu osseux constitue un corps homogène c'est-à-dire que ses propriétés mécaniques sont constantes en tous points et suivant toutes les directions.

Toutefois, nous distinguerons entre l'os compact et l'os spongieux, en considérant que les qualités mécaniques de l'os compact sont 5 fois supérieures à celles de l'os spongieux.

Ce rapport de 5 à 1 entre les propriétés mécaniques de l'os compact et celles de l'os spongieux est fondé sur les constatations suivantes.

Ayant prélevé une éprouvette dans la branche horizontale d'un mandibule de porc, nous avons appliqué, perpendiculairement à la section, successivement sur l'os spongieux et sur l'os compact, des percussions équivalentes, au moyen d'un clou et d'un marteau, nous avons trouvé des enfoncements relatifs environ cinq fois supérieurs pour l'os spongieux. Ce dispositif est équivalent au mouton de Charpy utilisé pour la mesure des résiliences.

De même le fraisage à l'aide d'une fraise ronde, sous pression manuelle équivalente, à la même vitesse du tour et pendant le même temps, a donné un rapport sensiblement égal.

Enfin nous admettrons à défaut d'études sur le sujet que les qualités de résistance aux déformations de l'os compact sont celles des bois d'oeuvre les plus résistants et que les coefficients à utiliser sont ceux qui sont fournis par les tables relativement à ces matériaux.

163 - FORCES EXTERIEURES A L'IMPLANT.

L'implant est un solide auquel sont appliquées des forces extérieures constituées par des forces appliquées et des forces de réaction.

Si l'implantation est unique, les forces appliquées à l'implant sont constituées par la fraction des forces appliquées à la prothèse non équilibrées par les liaisons classiques.

Si l'implantation est multiple, les forces appliquées à chaque implant constituent une partie du système de force appliquées à la prothèse et non équilibrées par ailleurs.

Chaque implant constitue un appui auquel est appliqué un système de forces qui dans le cas général se réduit à une résultante et à un couple. Il en est ainsi en particulier lorsque l'implantation constitue pour la prothèse un appui rigide ou encastrement.

Dans un tel appui, la totalité du système de forces appliquées à l'implant est, dans le cas de l'équilibre, réparti à la surface osseuse en contact. Chaque élément de surface osseuse constitue une liaison mobile, c'est l'ensemble de ces liaisons mobiles qui peut constituer une liaison différente ; par exemple appui fixe pour l'implant unique qui permet un certain débattement angulaire autour de son axe, le calage de son extrémité implantée permettant d'exercer une réaction oblique par rapport à cet axe ; par exemple appui rigide ou encastrement lorsque plusieurs implants cylindriques divergents sont solidarisés. Dans ce dernier cas le système des forces de réaction est caractérisé par des éléments de réduction opposés à ceux du système de forces appliquées, et ceci pour tout point arbitrairement choisi.

164 - LIAISON ENTRE LA PROTHESE ET SES PILIERS D'ANCRAGE.

Les piliers d'ancrage peuvent être des dents ou des implants. Lorsque la liaison est un encastrement il s'agit d'une prothèse fixe ; lorsque la liaison ne comporte pas d'encastrement, il s'agit d'une prothèse amovible, d'une liaison non rigide qui ne transmet au pilier qu'une partie des divers systèmes de forces qui peuvent être appliqués à la prothèse. La liaison joue alors un rôle sélecteur des forces appliquées par répartition de ces forces entre divers appuis et non le rôle de rupteur qui lui est abusivement attribué.

165 - REACTIONS SUR L'IMPLANT.

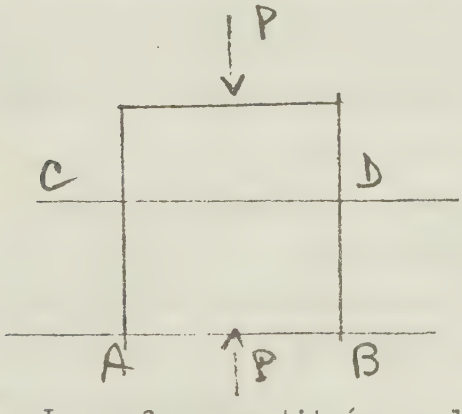
Donc, dans le cas le plus général, les forces appliquées à l'implant constituent un système de forces dont les éléments de réduction sont une résultante et un couple.

L'implant, en équilibre dans le squelette, reçoit du squelette des forces de réaction constituant un système directement opposé aux forces appliquées, donc également réductible à une résultante et un couple.

Les forces élémentaires constituant le système des forces de réaction osseuse résultent des contraintes imposées au tissu osseux en contact avec l'implant. Ces contraintes sont pour leur grande majorité des compressions.

166 - COMPRESSION.

Si une pièce prismatique, soumise à une compression sous l'action de forces parallèles, uniformément réparties, donc réductibles à une force unique P, dirigée suivant l'axe de la pièce, est en équilibre, la réaction de la surface d'appui admet une résultante directement opposée à P donc d'intensité égale à - P.



La surface constituée par la section droite CD sépare le solide en deux parties qui sont en contact par deux surfaces.

Chaque point de chaque surface applique une force sur les points qui sont en contact avec lui, en particulier ceux de la surface opposée, et reçoit de ceux-ci une force de réaction directement opposée. En déplaçant la surface CD parallèlement à elle-même nous voyons que toutes les sections droites appliquent sur la surface en contact ou reçoivent d'elle des forces directement opposées égales à P ou -P.

Si nous supposons que ces forces sont les mêmes en tous les points de la section, c'est-à-dire que la compression est uniformément répartie sur toute la section on peut dire que l'effort de compression par unité de surface est p = P/S, S étant la surface de la section, qui est la même pour toutes les sections puisque le solide est prismatique.

La déformation dépend de l'effort p par unité de surface que l'on désigne sous le non de "contrainte".

Pour une pièce prismatique la contrainte est donc la même dans toutes les sections.

167 - ETUDE DE LA DEFORMATION.

Elle a été réalisée expérimentalement depuis fort longtemps en technique des constructions.

Sous l'action de la force P, la pièce se raccourcit. L'étude du raccourcissement de la pièce fait apparaître successivement les phases suivantes : raccourcissement élastique, raccourcissement permanent, enfin écrasement.

168 - MODULE d'YOUNG A LA COMPRESSION.

Si la force P reste inférieure à une certaine valeur, le raccourcissement est proportionnel à cette force. Si l'on supprime la charge P le raccourcissement s'annule et la pièce reprend sa longueur primitive. On dit qu'il s'agit alors d'un raccourcissement élastique.

Pour des pièces de sections différentes, le raccourcissement, d'autant plus grand que la section est plus faible, est inversement proportionnel à la section.

Donc, à une constante près, le raccourcissement est proportionnel à la charge, proportionnel à la longueur de la pièce, inversement proportionnel à sa section, ce qui s'exprime si est le raccourcissement par la relation : = kLP/S.

En posant : $k = 1/E$, où E est une constante caractéristique du matériau étudié et qui s'appelle module d'Young à la compression, on a : $\lambda = LP/ES$ qui donne le raccourcissement sous une charge P d'une pièce de longueur L et de section S.

On peut écrire aussi : $P = ES\lambda/L$ qui donne le poids P entraînant le raccourcissement λ de la pièce étudiée.

On a aussi : $E = PL/\lambda S$.

L et λ s'exprimant en millimètres, S en millimètres carrés, P en kilogrammes-force, le module d'Young E s'exprime alors en kilogrammes-force par millimètres carrés.

169 - DEFORMATIONS PERMANENTES.

Si l'on augmente la charge P au-delà du domaine des raccourcissements élastiques, il n'y a plus proportionnabilité entre la charge et le raccourcissement.

Si l'on supprime la charge, la pièce ne reprend pas sa longueur primitive, il persiste un raccourcissement résiduel ; on est alors dans le domaine des déformations permanentes et le raccourcissement devient un écrasement.

170 - ECRASEMENT.

Si l'on augmente encore la charge P, la pièce est détruite par écrasement.

Si l'écrasement se produit pour la charge Pe le quotient $R = Pe/S$ exprime la limite de la contrainte que peut supporter la matériau considéré.

R est appelé charge de rupture à l'écrasement. C'est une constante qui ne dépend que de la nature du matériau utilisé et s'exprime en général en kilogrammes-force par millimètre carré.

Le coefficient donné par les tables pour le chêne est 6 kgf/mm2. Ainsi il y a écrasement du chêne dès que la charge par millimètre carré est supérieure à 6 kgf.

171 - COEFFICIENT DE SECURITE.

Mais dans la pratique on ne calcule pas les dimensions d'une pièce pour que, sous une contrainte donnée, elle se trouve à la limite de rupture car cette rupture se produirait inévitablement après un certain temps d'utilisation.

De plus le matériau doit travailler sans subir de déformation permanente car le système mécanique, aussi bien que ses appuis, doivent revenir à leur forme primitive lorsque cesse la contrainte. Autrement dit les matériaux ne doivent travailler que dans la limite des déformations élastiques.

La limite de ces déformations élastiques est souvent la moitié de la charge de rupture.

Au-delà d'une contrainte de R/2, il y a en général déformation permanente.

De plus les matériaux doivent pouvoir travailler pendant un temps long et sous des efforts répétés et variables. L'expérience prouve qu'un corps soumis à des efforts répétés et alternatifs de tension et de compression perd une partie de ses possibilités de résistance.

Enfin le matériau n'étant pas parfaitement homogène dans sa composition, sa résistance est diminuée d'une quantité qui ne peut être prévue à l'avance.

Pour toutes ces raisons, les ingénieurs sont conduits à ne jamais soumettre un matériau à des contraintes supérieures à une charge : charge de sécurité qui n'est qu'une fraction de la charge de rupture R. On a = R/n où n est le coefficient de sécurité.

Les coefficients de sécurité utilisés sont couramment de 3, 4, 5 et même 10 lorsque la sécurité publique risque d'être mise en danger car, à la répétition des efforts, à l'hétérogénéité interne des matériaux, il convient d'ajouter une certaine approximation dans l'évaluation des forces appliquées.

La Statique, qui permet de calculer, en fonction des forces appliquées supposées connues, les forces de réaction des liaisons, est donc logiquement complétée par la Résistance des matériaux qui permet de s'assurer de la sécurité et de la déformabilité sous charge des différents éléments de la construction, puis de discuter l'économie d'emploi de la structure étudiée.

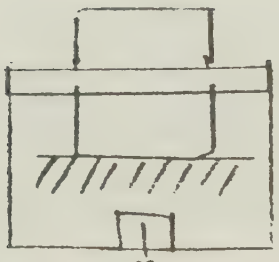
Pratiquement on détermine expérimentalement la charge de rupture R du matériau utilisé, puis le coefficient de sécurité n à l'aide des considérations précédentes, ce qui revient à fixer = R/n qui est la charge de sécurité.

Ces données physiques une fois établies avec un certain arbitraire et souvent de manière empirique, le problème peut être soumis au calcul et résolu avec une précision suffisante et sans complications rebutantes ce qui nécessite de le simplifier par une représentation schématique convenable de la pièce et de ses liaisons et d'adopter des méthodes de calcul aussi souples que possible.

S'agissant pour nous, en implantation, d'un matériau vivant : le tissu osseux, dont l'expérimentation est à ses débuts, tout au moins dans ces conditions d'exploitation, le coefficient de sécurité choisi devra être au minimum de 10.

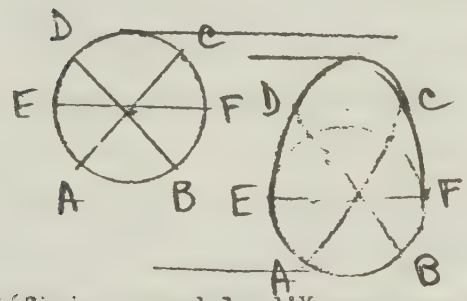
172 - NATURE DE LA DEFORMATION OSSEUSE.

L'expérience suivante permet par analogie de "pénétrer" à l'intérieur du tissu osseux et d'examiner les déformations auxquelles il est soumis.



Soit un bloc de caoutchouc mousse traversé d'une tige rigide cylindrique de masse assez faible pour que son poids ne provoque aucune déformation du caoutchouc.

Si la tige est alourdie à l'aide des poids P il y a déformation du caoutchouc.



On peut considérer schématiquement qu'il y a compression suivant l'arc $\overset{\frown}{AB}$, cisaillement suivant $\overset{\frown}{BC}$ et $\overset{\frown}{AD}$, traction suivant $\overset{\frown}{CD}$.

Traction et cisaillement sont des déformations pour lesquelles sont définis un module d'Young, une charge de rupture et une charge de sécurité. Ces divers coefficients sont voisins de ceux concernant la compression.

Si donc nous considérons le tissu osseux implanté soumis uniquement à une compression suivant l'arc $\overset{\frown}{EABF}$, en négligeant les réactions produites par le cisaillement et la traction, nous simplifions d'étude de la déformation en augmentant le coefficient de sécurité, car les réactions négligées, produites par la traction et le cisaillement, s'ajoutent à la réaction produite par la compression.

Donc en donnant au coefficient de sécurité à la compression la valeur 20, on a pour $R = 6$ kgf/mm2, $\mathcal{R} = 300$ gf/mm2, et c'est en réalité un coefficient de sécurité supérieur que nous donnons à l'ensemble des réactions osseuses sur l'implant.

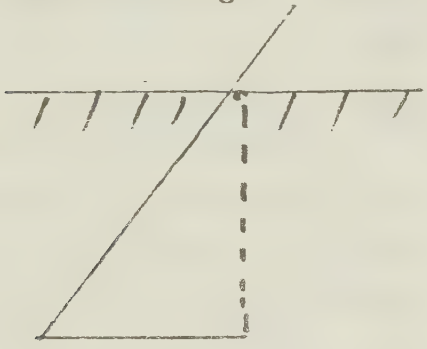
173 - CONTRAINTE SUR L'OS.

Nous sommes donc en droit de faire subir à la surface osseuse en contact avec l'implant et normalement à cette surface une contrainte de 300 gf/mm2 pour l'os compact, de 60 gf/mm2 pour l'os spongieux si les qualités de résistance à la compression de l'os spongieux sont 5 fois inférieures à celles de l'os compact.

Au maxillaire inférieur, la région symphysaire constituée principalement d'os compact est le territoire de choix en vue d'une implantation.

Comme nous l'avons vu, le système de forces à équilibrer se réduit dans cette région à une résultante voisine de la verticale ascendante R = 300 gf et à un moment résultant pratiquement horizontal M = 600 cm.gf.

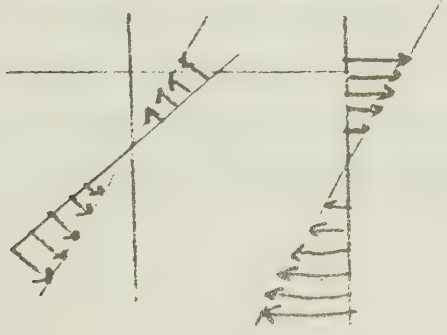
L'absence de frottement entre l'implant et le tissu osseux en contact interdit donc une implantation verticale. L'implantation doit être oblique à défaut de possibilité d'implantation horizontale et la projection horizontale de la surface osseuse de contact soumise à la compression doit être de 1 mm2 pour équilibrer R = 300 gf avec $\mathcal{R}$ = 300 gf/mm2 (R étant la résultante du système de forces appliquées, $\mathcal{R}$ étant la charge de sécurité de l'os compact).



L'équilibration de la résultante est donc très facile car si le ou les implants ont un diamètre total de 1 mm et si l'implantation s'effectue obliquement sous 45° par rapport à la verticale, la longueur implantée doit être approximativement de 1,5 mm.

Mais le couple égal à 600 cm.gf = 6000 mm.gf est plus difficile à équilibrer.

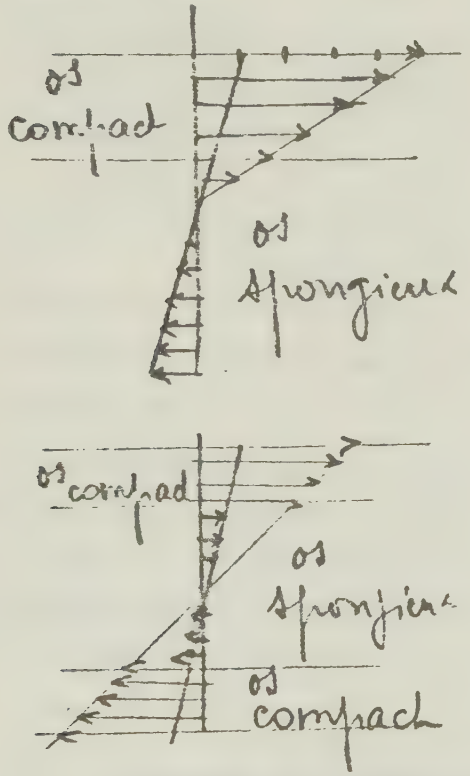
Nous devons rester dans le domaine des déformations élastiques où les contraintes sont proportionnelles au raccourcissement lui-même



Le raccourcissement est proportionnel à la distance du point considéré au point O, point de la partie implantée où l'os ne subit pas de contrainte. Nous voyons que ce sont les points A et B qui subissent la contrainte maximum.

Si nous considérons que la contrainte s'exerce sur le premier et sur le dernier millimètre implantés, ces deux points doivent être séparés verticalement de 20 mm.

Il est fréquent que la hauteur totale de la symphyse soit inférieure à 20 mm, dans ce cas pour éviter une contrainte sur l'os supérieure à la limite définie, il sera nécessaire d'augmenter le diamètre total des implants c'est-à-dire leur nombre ou le diamètre de chacun d'eux.



174 - DIAGRAMME DES CONTRAINTES.

En réalité les réactions osseuses ne sont pas limitées aux seuls premier et dernier millimètres implantés. Cette réaction s'effectue sur toute la longueur de l'implant. De plus la contrainte sur l'os, et par conséquent, la réaction, est 5 fois supérieure pour l'os compact que pour l'os spongieux.

Néanmoins l'importance des moyens nécessaires à l'équilibration du couple est telle qu'on est fondé à rechercher une conception de la construction prothétique de nature à diminuer le couple voire à le supprimer.

La construction des diagrammes permet d'avoir un aperçu schématique des contraintes imposées au tissus osseux.

L'implant,supposé parfaitement rigide, sous l'action de la force F, subit une rotation autour du point O, point neutre qui ne subit aucune contrainte. Les autres points de l'implant, en contact avec l'os, sont soumis, de la part de ce dernier, à des forces élémentaires de réaction

proportionnelles à la déformation osseuse, c'est-à-dire à la distance qui sépare le point considéré du point neutre 0.

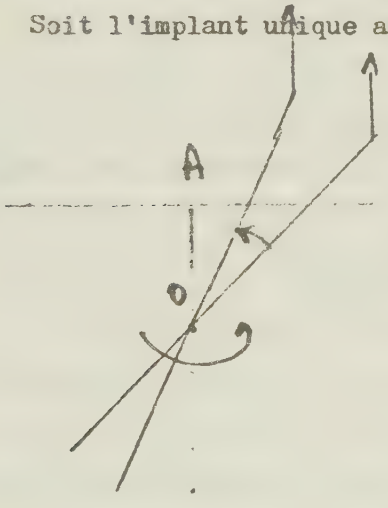
Les réactions étant directement opposées aux forces appliquées (qui sont les contraintes sur l'os), on obtient les diagrammes des contraintes.

Les réactions de l'os spongieux étant 5 fois moindres que celles de l'os compact, on obtient des diagrammes différents suivant que les implantations affectent ou non l'os spongieux puis l'os maxillaire basal, suivant que le point neutre se trouve dans l'os compact ou dans l'os spongieux. Ces diagrammes montrent l'efficacité très supérieure de l'os compact.

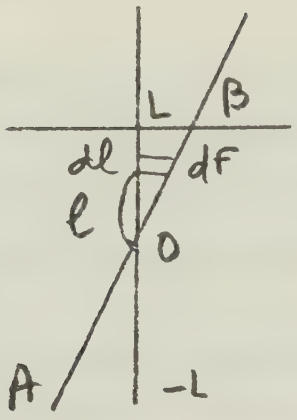
175 - CALCUL DES CONTRAINTES.

Le calcul permet de vérifier si les contraintes restent dans les limite de sécurité définies : $\mathcal{R}$ = 300 mm/gf pour l'os compact.

Soit l'implant unique antérieur de diamètre égal à 1 mm, soumis, du fait des forces élémentaires produisant la désinsertion verticale, à la résultante $\vec{R}$ et au couple $\vec{Ms}$. Si nous faisons abstraction de la résultante, le point neutre se trouve au milieu de la partie implantée.



Faisons le raisonnement pour un implant de diamètre égal à 1 mm et de longueur implantée AB égale à 2 L.



L'élement dl, situé à la distance l de O, impose à l'élément osseux en contact, une contrainte dF, proportionnelle à la déformation, donc à l.

On a : $dF = kl\,dl$.

Le moment de cette force élémentaire en O est :

$$\overrightarrow{dM_o} = dF \times l = kl^2 dl$$

Le moment résultant en O des forces appliquées suivant AB est :

$$\int_{AB} \overrightarrow{dM} = \int_{AB} kl^2 dl = \left[k\frac{l^3}{3}\right]_{AB} = 2\left[k\frac{l^3}{3}\right]_0^L = 2k\frac{L^3}{3}$$

Pour une implantation unique antérieure de 10 mm soit L = 5 mm on a donc :

$$M_o = 2k\,\frac{125}{3} \# 80k$$

Déterminons la valeur de k pour les valeurs précédemment définies de Mo = Ms = 600 cm.gf, 2 cm.kgf, 10 cm.kgf = 6000; 20.000, 100.000 mm.gf suivant que le couple en s résulte de l'action maxima des tissus mous, de la mastication courante ou de la mastication exceptionnelle (confiserie)

Il vient pour k : $\frac{6000}{80}$, $\frac{20.000}{80}$, $\frac{100.000}{80}$

Ainsi, aux extrémités implantées A et B situées à 5mm de O, la contrainte est égale à :

$\frac{6000 \times 5}{80}$, $\frac{20.000 \times 5}{80}$, $\frac{100.000 \times 5}{80}$, donc à 375, 1250, 6250 gf/mm2.

Toutes ces valeurs sont supérieures, certaines de beaucoup, à la charge de sécurité $\mathcal{R}$ = 300 gf/mm2

Il est donc nécessaire de multiplier la nombre des implants pour rester dans les limites de sécurité définies.

176 - ANCRAGES MULTIPLES.

Compte tenu de l'importance des longueurs dans l'intensité des couples, c'est dans la région postérieure de l'arcade qu'il convient de chercher la réaction désirée.

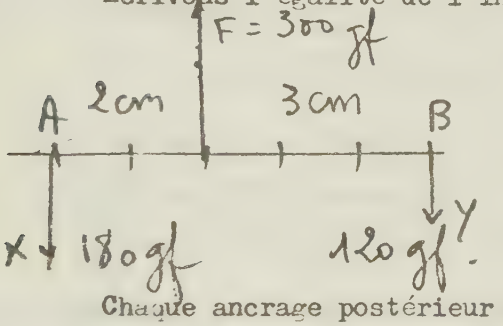
Reprenons la question avec un implant antérieur et deux ancrages postérieurs.

Soit dans le plan sagittal l'implant antérieur en A, les deux ancrages postérieurs se projetant en B.

Supposons vertical le support de la force unique résultante du système maximum de forces appliquées par les tissus mous sur la prothèse, OA = 2 cm, OB = 3 cm. Ce support est la médiatrice du segment interprémolaire.

Soient x et y les composantes verticales des forces de réaction en A et B.

Ecrivons l'égalité de l'intensité des moments successivement par rapport à A et à B :



par rapport à A : 2cm × 300 gf = 5 y

par rapport à B : 3cm × 300 gf = 5 x

Il vient : y = 120 gf, x = 180 gf.

Chaque ancrage postérieur doit donc être capable de fournir une réaction réductible à une force unique de 60 g, dirigée vers le bas. quant à l'implantation antérieure elle n'est plus soumise à un couple mais à une force unique verticale de 180 g.

Tout ceci est en conformité avec la possibilité de réduction d'un quelconque système de forces à 3 forces dont les supports passent par 3 points donnés.

177 - IMPLANTATION ANTERIEURE.

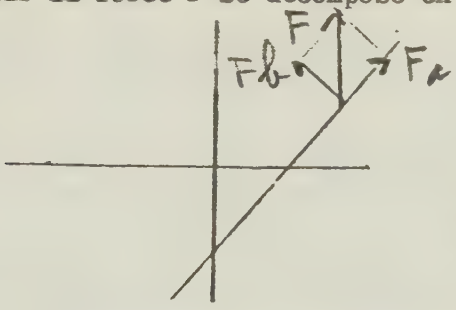
Il reste a examiner la conception des ancrages.

L'implant cylindrique constitue schématiquement une poutre encastrée à une extrémité, la force appliquée à l'autre extrémité étant 180 g.

Comme nous l'avons vu, du fait de l'absence de frottement entre l'implant et le tissu osseux l'implantation ne peut être verticale à moins de prévoir une butée sous-maxillaire.

Si le diamètre de l'implant est 1 mm, une implantation horizontale de 1 mm suffit à assurer la réaction nécessaire.

A 45°, 2 mm donnent une projection horizontale de 1,4 mm2 suffisante mais la force F se décompose en Fa et Fb.



La composante Fa provoquerait la sortie de l'implant. Si l'implantation est oblique, 2 implants divergents sont nécessaires et doivent être solidarisés de façon parfaite.

L'implantation horizontale ne peut être réalisée que dans la région des apophyses géni qui intéresse la muqueuse mobile laquelle est moins apte que la fobro-muqueuse à recevoir l'implantation.

Il convient de considérer également que toute implantation, et les implantations horizontales plus que les autres, compromet la possibilité des liaisons par dépression : joint solide, capillarité, viscosité, puisque ces implantations se situent dans l'espace sous-prothétique et au bord de la prothèse.

178 - LIAISON POSTERIEURE.

Si l'implantation postérieure est impossible, il faut avoir recours à la stabilisation de l'équilibre par les procédés classiques : joint solide, joint liquide par capillarité et viscosité et enfin limitation

des écarts par buttage sur l'arcade antagoniste ou par rétention sous la ligne oblique interne.

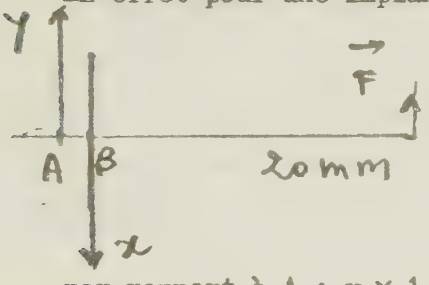
Dans la négative, l'implantation antérieure subira la couple d'axe horizontal précédemment défini. Ce couple quasi permanent exercera une contrainte sur l'os et par conséquent l'objectif recherché (contrainte sur le squelette réduite au minimum par utilisation maximum des liaisons classiques) ne sera pas atteint.

179 - IMPLANTATIONS HORIZONTALES.

Si le pronostic des implantations à travers la muqueuse mobile était amélioré au point de devenir satisfaisant les implantations horizontales s'imposeraient de préférence à toute autre.

Ces implantations solidarisées entre elles permettraient de réaliser l'ensemble mécanique constitué par une poutre encastrée aux deux extrémités dont la supériorité sur la poutre encastrée à une extrémité est écrasante.

En effet pour une implantation antérieure horizontale unique de 1 mm et pour une force $\vec{F}$ de 300 gf à 20mm de la surface osseuse, l'égalité des moments en A et B permet de connaître les réactions en B et A : x et y.



par rapport à A : $y \times 1\ mm = 21\ mm \times 300\ g$ $\Big\}$ $y = 6300\ g$ $\Big\}$

par rapport à B : $x \times 1\ mm = 20\ mm \times 300\ g$ $\Big\}$ $x = 6000\ g$ $\Big\}$

Nous sommes loin de la charge de sécurité précédemment définie et pour rester dans la limite de cette charge une profondeur d'implantation de 20 mm serait nécessaire.

Avec des implantations antérieures et postérieures nous retrouvons les forces déjà calculées de 180 g et 60 g. Une implantation de 1 mm permet de rester largement dans les limites de la charge de sécurité de l'os compact.

En définitive l'implantation antérieure horizontale ou oblique associée à deux liaisons postérieures implantées ou non, permet assez facilement de fournir les liaisons nécessaires à l'équilibration des forces de désinsertion verticales appliquées à la prothèse par les tissus mous.

Recherchons si l'implantation peut fournir les liaisons nécessaires à l'équilibration de certains systèmes de forces appliquées résultant de la mastication.

180 - EQUILIBRE DES COMPOSANTES TRANSVERSALES.

Le but poursuivi étant de limiter au minimum les contraintes imposées directement à l'os, les forces résultant de la mastication doivent être équilibrées au maximum et si possible en totalité par les liaisons classiques.

Pour y parvenir nous avons défini pour la prothèse inférieure des règles de montage qui interdisent aux forces appliquées d'admettre des supports passant à l'extérieur de la ligne de crête.

Ces règles concernent la position, l'inclinaison et la cuspidation des prémolaires et des molaires. Elles diminuent notablement les possibilités masticatrices du porteur. Il est cependant de l'intérêt de celui-ci de l'y soumettre lorsqu'un tel montage est possible. Cette possibilité résulte principalement de l'existence d'une résorption inférieure suffisamment centripète.

Mais tel n'est pas toujours le cas et parfois l'impossibilité du passage de la ligne d'action en dehors de la ligne de crête ne peut être assuré.

Nous savons que le porteur de prothèse amovible se discipline facilement lui-même, et sous peine de voir sa prothèse déséquilibrée il évite de lui appliquer les forces susceptibles de provoquer ce déséquilibre.

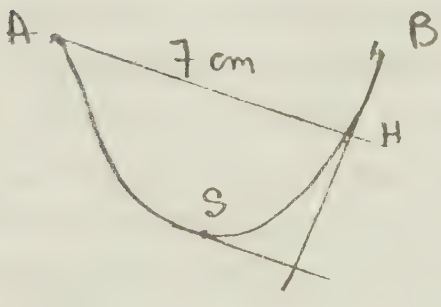
Mais l'équilibration par implant, en augmentant le confort de l'appareillé, en lui assurant une meilleure reconstitution de sa denture en fait l'équivalent d'un porteur de prothèse conjointe n'ayant aucune précaution particulière à prendre lors de la mastication quant aux forces qu'il applique à la prothèse implantée.

Supposons ces forces résultant de la mastication réductibles à une résultante unique, d'intensité 20 kgf, orthogonale à la ligne de crête, région de la première molaire, et passant à 1 cm environ de cette ligne dans le vestibule.

Le mouvement compatible avec la liaison est un roulement et un glissement sur la crête, mouvement assimilable à une rotation vers le vestibule autour d'un axe voisin de la ligne de crête. Si l'on suppose la crête hémicylindrique cet axe est l'axe du cylindre.

Par rapport à cet axe le couple est 20.000 cm.gf.

La distance AH de l'implantation postérieure opposée, située en A au point H situé sur l'axe étant environ de 7 cm et en négligeant la réaction résultant de l'implantation antérieure plus rapprochée de l'axe, la réaction nécessaire pour équilibrer le couple de 20.000 cm.gf est 3.000 gf environ.

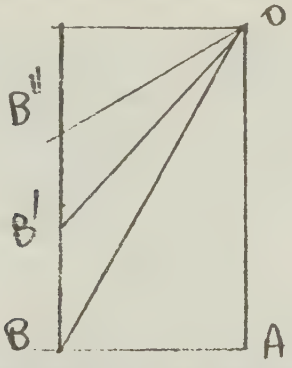


Cette réaction nécessite une implantation horizontale de 10 mm2 soit de 10 mm de profondeur totale avec un ou plusieurs implants cylindriques ayant 1 mm de diamètre, implantation unique ou multiple réalisée dans l'arête antérieure de la branche montante ou au voisinage de la ligne oblique interne.

Ces longueurs totales d'implantation restent dans des limites satisfaisantes mais elles supposent un pronostic favorable des implantations à travers la muqueuse mobile.

Dans la négative, il est nécessaire de recourir à l'implantation à travers la fibro-muqueuse et dans ce cas il ne peut s'agir que d'une implantation verticale ou d'une implantation oblique par rapport au plan d'occlusion. Il est alors nécessaire d'augmenter la profondeur implantée.

En l'absence de serrage donc de frottement, nous avons vu que l'implantation verticale ne peut fournir de réactions satisfaisantes. A moins d'appui sous maxillaire,il est donc nécessaires de recourir à une implantation oblique.

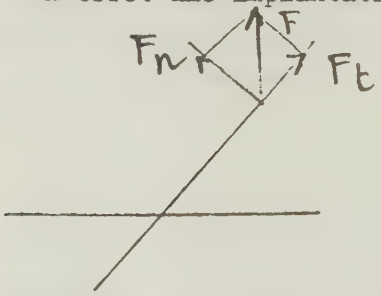


Pour l'angle a de l'implant avec le plan d'occlusion on a :
AB = OB cos.a donc OB = 10 mm/cos.a
Si a = 60°, OB = 20 mm, -
si a = 45°, OB' = 14 mm, -
si a = 30°, OB' = 12 mm.

Mais dans la région molaire postérieure ces implantations obliques à travers la fibro-muqueuse traversent obligatoirement la corticale et intéressent l'os spongieux pour lequel le module d'Young à la compression est le cinquième de celui de l'os compact.

Il est d'autre part nécessaire de recourir à plusieurs implantations obliques non parallèles, seules susceptibles d'assurer une rétention suffisante à condition toutefois que ces implantations soient solidarisées de façon parfaitement rigide.

En effet une implantation oblique soumise à une force verticale F constitue une poutre encastrée à une extrémité. La force F se décompose en Ft et Fn, la composante Ft en l'absence de frottement provoque la désinsertion de l'implant.



La composante Fn soumet l'implant à un couple et à un effort tranchant qui sont transmis à l'os.

Il est donc nécessaire de solidariser plusieurs implants placés dans des directions divergentes de manière à constituer un encastrement.

Si S mm2 est la surface de la projection horizontale implantée dans l'os compact, S' la projection horizontale implantée dans l'os spongieux, l'implantation peut fournir la réaction (300 S + 60 S') gf.

Soient n le nombre d'implants, 45° l'angle avec le plan horizontal, 1 mm le diamètre des implants, 2 mm l'épaisseur de l'os compact.

On a : S = 2 mm2 il faut $n\left[(300 \times 2) + 60\ S'\right]gf = 3.000\ gf$

Pour n = 3 il vient S' = 400/60 mm2 soit une longueur implantée de $\frac{400}{60}\sqrt{2}$ = 10 mm environ dans l'os spongieux.

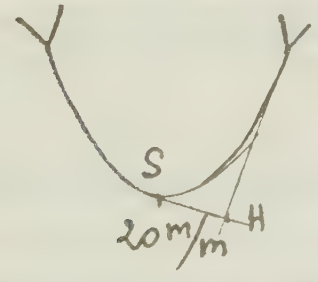
Pour n = 6, la réaction osseuse permet d'équilibrer les forces appliquées au groupe des implants sans qu'il soit nécessaire de dépasser la corticale.

Ceci suppose la rigidité et aussi une solidarisation parfaite des implants peut-être assez difficile à réaliser puisqu'elle ne peut s'effectuer qu'en bouche, les implants devant être insérés successivement.

181 - EQUILIBRE PAR IMPLANTATION UNIQUE ANTERIEURE.

Nous avons étudié l'équilibration, par ce procédé, des forces appliquées sur la prothèse par les tissus mous ; l'équilibration de la résultante est aisée, celle du couple plus difficile.

Pendant la mastication le mouvement de la prothèse compatible avec les liaisons est, dans le plan transversal, une rotation unilatérale, vers le vestibule, autour d'un axe voisin de la ligne de crête dans la région molaire, la distance SH étant de 20 mm environ.



L'équilibre exige l'égalité des intensités, par rapport à l'axe, des moments des forces appliquées et des forces de réaction.

La réaction de l'implant incisif, donc de l'os, doit être de 10 kgf pour équilibrer le couple de 20 cm.kgf.

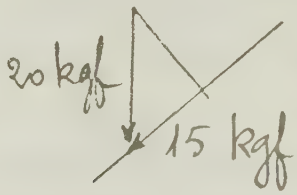
La projection horizontale de l'implantation doit être de :
10 000 : 300 soit environ 30 mm2 ; avec des implantations à 45° sur le plan d'occlusion, une profondeur totale de $30\sqrt{2}$ = 45 mm environ, soit 3 implants de 15 mm de long et 1 mm de diamètre parfaitement rigides et parfaitement solidarisés.

182 - EQUILIBRE DES COMPOSANTES TANGENTIELLES.

Au cours de la mastication le glissement sagittal des surfaces dentaires en contact est peu important.

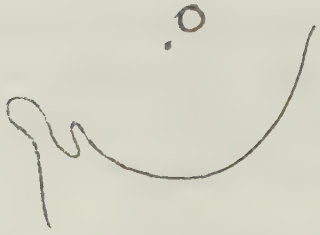
Si l'on admet que la direction des forces est celle de la trajectoire des points de l'arcade inférieure, cette direction est légèrement oblique par rapport au plan d'occlusion puisque le centre de rotation condylien, étant considéré fixe en fin de fermeture, ne se trouve pas dans ce plan.

Dans la région molaire postérieure, la courbure de la ligne de crête est telle que la force appliquée n'est pas normale mais inclinée sur la ligne de crête. La force se décompose normalement et tangentiellement.



La composante normale est équilibrée par la réaction muqueuse et la composante tangentielle n'est pas équilibrée.

Pour un angle de 45° et une force de 20 kgf cette composante est voisine de 15 kgf.



Le mouvement de la prothèse est un mouvement de glissement suivant la ligne de crête vers l'avant. Ce mouvement est équivalent à une rotation autour d'un axe transversal passant par O centre de courbure de la ligne de crête.

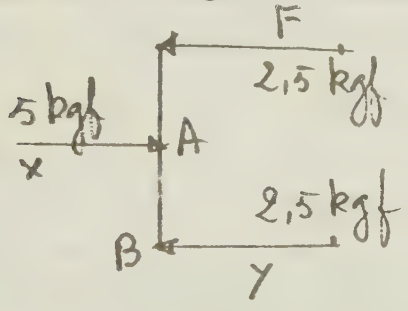
L'équilibre exige l'égalité des moments, par rapport à cet axe, des forces appliquées et de réaction, donc une réaction tangente à la ligne de crête, dirigée vers l'arrière et d'intensité 15 kgf.

Une implantation postérieure, en tissu osseux compact, exige une projection des implants de 40 mm2 sur un plan normal à la ligne de crête.

Cette implantation intéresse obligatoirement l'os spongieux.

L'implantation antérieure est plus efficace grâce à l'absence d'os spongieux.

Une implantation de 40 mm2 en projection sur le plan transversal passant par O est nécessaire. Soit 6 implants de 10 mm placés dans des directions divergentes voisines de la verticale.



Si sur chaque implant la force appliquée est 2,5 kgf et s'exerce à 1 cm de A, l'égalité des moments en A et B donne approximativement ;
en A : y = 2,5 kgf, - en B : x = 5 kgf.

Il ne semble pas souhaitable de soumettre l'os à de telles contraintes.

Le montage en légère surocclusion de la deuxième prémolaire et de la première molaire, la suppression éventuelle de la deuxième molaire permettent d'éviter l'application des forces masticatrices à composante sagittale.

183 - SYSTEMES DE FORCES EQUILIBRES PAR IMPLANTATION.

En définitive les systèmes de forces qui ne peuvent être équilibrés de façon satisfaisantes par les procédés classiques sont peu nombreux.

Le système provoquant la désinsertion verticale peut être réduit par recours à la dépression mais non éliminé. Son équilibration est facile et requiert une implantation antérieure à projection horizontale de 1 mm2, implantation associée soit à deux implantations postérieures

de 1 mm2 de projection horizontale, soit à deux ancrages postérieurs par ailettes de rétention sous la ligne oblique interne, soit à la limitation des écarts par l'arcade antagoniste dans les régions molaires, soit à l'utilisation des liaisons par dépression.

Le système provoquant la rotation sur la crête vers le vestibule peut être réduit, voire éliminé, par montage approprié des inférieures. Son élimination diminue les possibilités masticatrices qui cependant restent suffisantes.

Lorsque l'élimination est impossible, l'équilibration peut être obtenue par les mêmes procédés : implantation, limitation des écarts, liaisons par dépression.

Le système provoquant le glissement longitudinal sur la crête peut être éliminé par le montage et son équilibration par implantation ne semble pas souhaitable.

L'implantation horizontale, pratiquée sur les faces latérales des crêtes, aurait l'inconvénient de compromettre l'établissement du joint périphérique solide, l'implantation, à travers la fibro-muqueuse, par son volume dans l'espace sous-prothétique, compromet l'efficacité des joints fluides. L'utilisation maximum des liaisons classiques est donc malaisée puisque l'implantation rend plus précaire encore les possibilités de liaison par dépression. Aussi, généralement, un choix doit être fait, et l'implantation conduit à renoncer à la dépression. ce qui est fort regrettable.

CHAPITRE VI

L'ENSEMBLE PROTHETIQUE

I

LA PROTHESE

184 - LA PROTHESE SUPERIEURE.

Les procédés classiques permettent d'assurer l'équilibre de la prothèse supérieure de façon satisfaisante.

Les appuis dentaires, le joint périphérique solide associé au joint périphérique liquide permettent, en prothèse partielle, une solidarisation satisfaisante de la prothèse et du maxillaire d'appui.

En prothèse complète, l'obtention relativement facile du joint périphérique solide continu permet, grâce à la surface de la plaque, l'équilibre souhaitable.

Le but à rechercher doit être la réduction des dimensions de la plaque et la libération du palais par recherche du joint périphérique

sur la fibro-muqueuse du palais dur, au moyen de la déformabilité élastique du bord palatin de la prothèse.

Il ne semble pas que la recherche se soit suffisamment orientée dans ce sens. Cela paraît cependant devoir s'imposer si l'on veut bien considérer la remarquable efficacité d'une ventouse caoutchouc ou d'une succion parachute.

Lorsque le joint solide continu n'est pas obtenu, le joint liquide par capillarité et viscosité permet l'obtention d'un équilibre plus précaire qui cependant peut donner satisfaction.

Il existe donc un certain degré de liberté dans le montage de la prothèse supérieure. Le joint solide continu réalise un encastrement de la prothèse complète supérieure sur son maxillaire d'appui. Les impératifs esthétiques peuvent être satisfaits et le montage des dents supérieures peut être effectué en considération du seul équilibre de la prothèse inférieure.

En l'état actuel de la recherche, les implantations au maxillaire supérieur doivent rester exceptionnelles. De plus l'implantation inférieure doit être conditionnée à l'obtention préalable du joint périphérique solide supérieur.

185 - LA PROTHESE INFERIEURE.

Même en prothèse partielle l'équilibre est parfois difficile à réaliser et les dents piliers sont soumises du fait des crochets et du fait des contacts de la plaque base à une contrainte exagérée.

La contrainte est particulièrement néfaste lorsque les éléments de réduction d'un des systèmes de forces appliquées à la dent comportent un couple et une résultante dirigée vers l'extérieur du maxillaire. Ce système conduit alors à l'ébranlement, à l'extrusion et à la perte de la dent affectée.

Les réactions des dents piliers servent, conjointement aux réactions de la fibro-muqueuse, à équilibrer le système de forces appliquées, de

telle manière que le système total des forces extérieures soit équivalent à zéro.

La répartition du système des forces appliquées entre la fibro-muqueuse et les dents piliers est délicate car une répartition défectueuse conduit soit à la résorption osseuse soit à l'ébranlement des dents. C'est sur le système de forces appliquées que réside la principale possibilité d'intervention du prothésiste.

La position, l'orientation, la cuspidation des surfaces triturantes conditionnent le système des forces appliquées à toute prothèse fixe ou amovible conformément aux lois du frottement.

186 - PROTHESE COMPLETE INFERIEURE.

Le montage doit conduire à des systèmes de forces appliquées présentant les caractères suivants : support passant à l'intérieur de la ligne de crête par montage correspondant des molaires ou plan triturant incliné vers le vestibule, pas de composante parallèle à la ligne de crête par surocclusion de la deuxième prémolaire et de la première molaire et sousocclusion, voire suppression, de la deuxième molaire, béance incisive.

Lorsque la forme et la dimension des arcades permettent d'observer ces règles de montage, les systèmes de forces résultant de la mastication sont équilibrés en totalité par les réactions muqueuses dirigées vers l'extérieur du maxillaire d'appui.

Dans le cas contraire, les forces résultant de la dépression sous-prothétique peuvent permettre l'équilibration d'une partie des forces résultant de la mastication et d'une partie des forces résultant de l'action des tissus mous, ceci conjointement avec les contacts dentaires antagonistes.

L'équilibre demeure précaire et le porteur est contraint d'effectuer la correction des écarts à intervalles plus ou moins rapprochés.

cette correction s'effectue par occlusions centriques fréquentes, normales au cours de la mastication, volontaires puis rapidement réflexes en dehors de la mastication.

187 - RECHERCHE DU JOINT PERIPHERIQUE SOLIDE INFERIEUR.

L'obtention du joint périphérique solide continu permettrait une solidarisation très satisfaisante de la prothèse inférieure et du maxillaire d'appui.

Les recherches ont été très poussées ces dernières années, des théories avancées, des procédés préconisés et des résultats affirmés.

Or il semble qu'aucune observation ni aucune expérimentation rigoureuses ne permet d'affirmer l'existence permanente du joint périphérique solide continu au maxillaire inférieur.

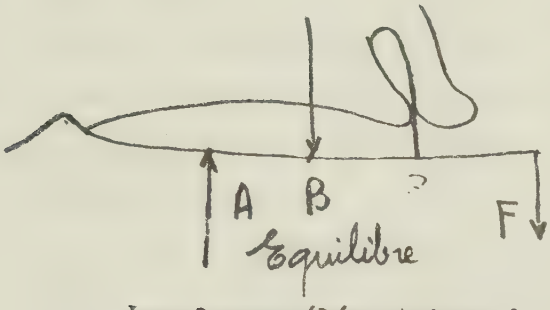
La dépression semble se manifester de manière intermittente et parfois localisée aux régions sublinguale et vestibulaires postérieures. Le joint solide discontinu est alors complété par le joint liquide par capillarité et par viscosité.

Il demeure que le progrès est considérable et les recherches doivent être poursuivies car l'obtention du joint périphérique solide continu constituerait une solution de choix.

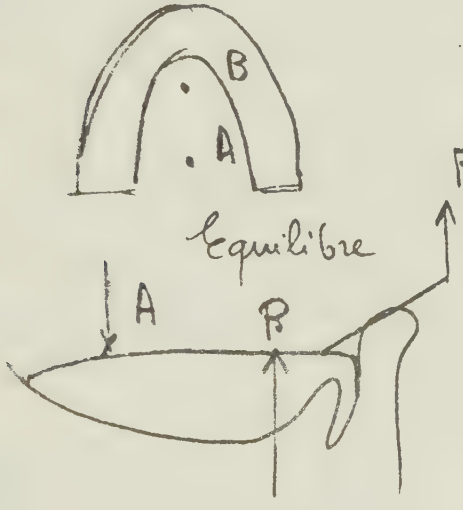
La manifestation fortuite de la dépression au maxillaire supérieur à l'aide d'un porte empreinte non garni permet d'affirmer que le joint solide peut se constituer par contact avec les muqueuses jugale et labiale, la pression périphérique initiale est réalisée par écartement des joues et de la lèvre par les bords du porte empreinte.

Au palais mou la pression initiale est directe, identique à la pression initiale exercée par le verre à ventouse à bords minces. Cliniciens et histologistes qui ont proscrit l'usage des petites succions parachutes auront à se prononcer sur les effets à long terme de cette gigantesque ventouse qui affecte la totalité du palais dur.

Les forces élémentaires résultant de la dépression s'appliquant uniformément sur la surface du porte empreinte supposé plan. Leur résultante est verticale et, étant donnée la forme vaguement hémi-circulaire de la plaque, sa ligne d'action est voisine du centre de gravité du demi-cercle, c'est-à-dire plus près du bord postérieur que du bord antérieur.



Les forces élémentaires de désinsertion : pesanteur (poids des arcades) et action des tissus mous s'appliquent principalement au voisinage du bord circulaire du demi-cercle. Leur résultante est donc située plus près du bord antérieur que du bord postérieur.

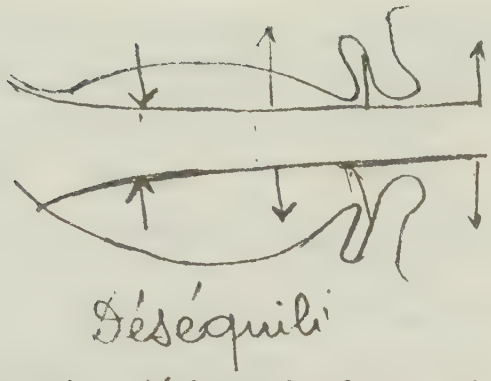


L'ensemble des deux résultantes constitue un couple dont l'action a pour effet de renforcer le joint solide constitué au palais.

Au maxillaire inférieur, les muqueuses labiale et jugale permettent de réaliser, du côté vestibulaire, le même joint solide.

Du côté lingual, le joint solide pourrait, semble-t-il, se constituer par contact avec la partie inférieure de la base de la langue. La région antérieure, trop mobile, ne peut permettre la réalisation d'un joint permanent.

Les forces élémentaires de dépression et de désinsertion admettent



des résultantes qui doivent renforcer le contact solide sur les régions rétromolaires des crêtes.

En définitive, il semble souhaitable que le prothésiste se préoccupe de l'application des selles aux muqueuses recouvrant les lèvres, les joues, la partie antérieure du plancher de la bouche, les parties inférieures et latérales de la base de la langue et les régions rétromolaires après ne s'être intéressé pendant des décades qu'à l'application des selles à la fibro-muqueuse recouvrant les crêtes et leurs faces latérales.

Une expérimentation laborieuse et minutieuse semble nécessaire pour déterminer la ligne suivant laquelle le joint périphérique solide continu doit être recherché.

Ventouse caoutchouc et verre à ventouse montrent que le joint s'établit entre une surface rigide et une surface déformable.

La périphérie prothétique étant rigide, il convient de rechercher le contact avec une surface déformable. C'est chose faite au maxillaire supérieur dans le fond des vestibules et, au prix d'une extension considérable de la plaque sur le palais mou.

Au maxillaire inférieur, vestibules, plancher de la bouche, base de la langue peuvent fournir des surfaces déformables. Mais,dans la région rétromolaire,la déformabilité de la muqueuse soutenue par le squelette est beaucoup plus réduite. On est donc conduit à se demander si la déformabilité indispensable ne doit pas être fournie par le bord rétromolaire de la prothèse inférieure. Au maxillaire supérieur dans le but de réduire les dimensions de la plaque et de dégager le palais, le bord palatin de la prothèse pourrait peut-être fournir la surface déformable destinée à créer le joint solide par application contre la surface fibro-muqueuse quasi rigide soutenue par la palais dur.

II

L'IMPLANTATION

---

168 - LA LIAISON IMPLANTAIRE.

Devant les incertitudes et les difficultés d'obtention du joint solide,il est impossible de ne pas penser aux implantations, solution idéale, permettant d'éviter le recours acrobatique à la correction des écarts par l'arcade antagoniste.

Les chercheurs ne se sont qu'assez peu préoccupés d'introduire la mécanique dans leurs moyens de recherche.

La mécanique appliquée à la prothèse dentaire est une matière fondamentale essentielle qui a été jusqu'à présent trop ignorée.

En prothèse classique les règles de montage sont le plus souvent empiriques ; c'est après de nombreuses tentatives, d'essais plus ou moins satisfaisants, d'échecs, de tentatives nouvelles que, décades après décades, s'est laborieusement dégagée une technique. A toutes les époques, le patient a été largement mis à contribution. A défaut de fondement mécanique assez solide, l'étude théorique est très imprécise, quand elle n'est pas erronée.

En implantation, il conviendrait d'éviter les mêmes erements et d'implanter un peu au hasard et un peu partout dans l'intention de voir ce qui va se passer, à moins évidemment que ceci ne soit effectué sur l'animal ce qui n'est généralement pas le cas jusqu'à présent. Le traitement d'épreuve n'est justifiable que lorsqu'il n'existe pas d'autre moyen connu d'appréciation.

Un programme devrait être établi, appliqué et respecté par les seuls praticiens ayant vocation et qualité pour effectuer de telles recherches. Le premier objectif devrait être limité à l'équilibration des forces de désinsertion verticales sur la prothèse complète inférieure.

Nous avons vu que cet équilibre peut être réalisé par une implantation antérieure et deux implantations ou liaisons postérieures.

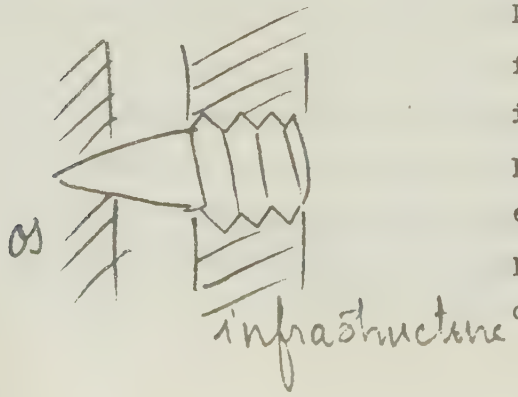
Il convient donc de concevoir un ensemble implanto-prothétique tel que les forces appliquées, transmises par la prothèse aux implants, se limitent aux seules forces provoquées par les actions de contact de tissus mous lors du repos, de la phonation, de la déglutition et de la mastication.

Les implantations juxta-osseuses, qui équilibrent les forces résultant de la mastication et qui conduisent à la destruction préalable de la crête dont l'intérêt mécanique est considérable, n'entrent pas dans le cadre de cette expérimentation.

189 - IMPLANTATIONS ANTERIEURES ET POSTERIEURES.

Les implants auto-forants,placés horizontalement à travers les faces latérales des crêtes,sont solidarisés à l'infrastructure par encastrement vissé. Les implants et l'infrastructure constituent un mécanisme équivalent à l'ensemble de plusieurs poutres encastrées aux deux extrémités et solidarisées entre-elles.

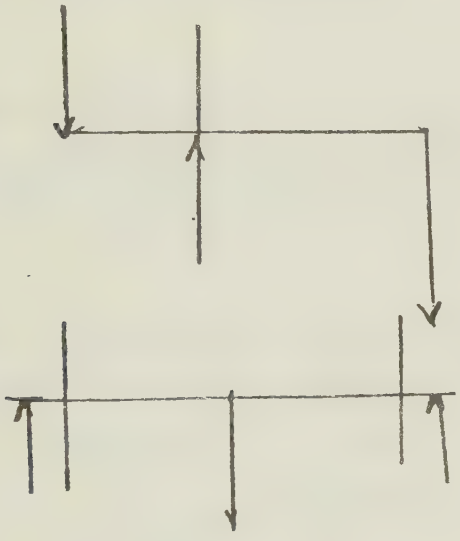
Sous réserve d'une rigidité suffisante de l'infrastructure une profondeur d'implantation de chaque implant de 1 mm est suffisante.



Le filetage de l'implant associé à la forme conique de son extrémité implantée permet le réglage de l'implantation, la dépose de l'implant et éventuellement son remplacement par un implants de dimensions différentes.

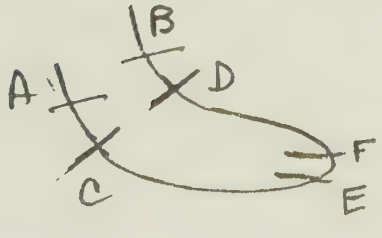
Les inconvénients sont l'implantation à travers la muqueuse mobile et l'impossibilité de l'obtension du joint solide avec la muqueuse du plancher de la bouche. Le premier inconvénient est peut-être le plus grave car il n'est pas établi que le joint solide ne puisse être obtenu avec la surface inférieure de la langue s'il ne peut être obtenu au plancher de la bouche.

La partie de chaque implant encastrée dans le squelette est soumie, par l'infrastructure, à un système de forces réductibles à une résultante unique. Le tissu osseux implanté n'a pas à équilibrer de couple appliqué sur l'implant.

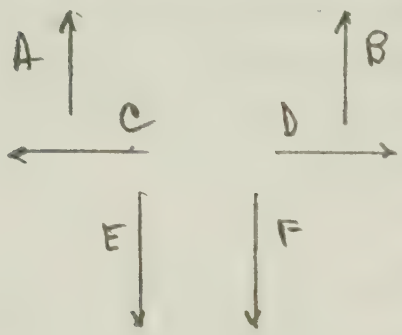


En effet, alors que la poutre encastrée à une extrémité soumet le massif d'appui à un système de forces réductibles à une résultante et un couple, la poutre encastrée aux deux extrémités soumet chaque massif d'appui à un système de forces réductibles à une résultante unique puisque les forces élémentaires sont parallèles et de même sens.

Un nombre de 6 implants semble souhaitable, ces implants tous fixés en position voisine de horizontale : 2 à l'arête antérieure de la branche montante du maxillaire (en A et B), 2 à la ligne oblique interne (en C et D), 2 aux apophyses géni (en E et F).



Trois implants dont un antérieur, un postérieur, un droit, et un gauche suffisent à assurer la solidarisation satisfaisante de l'infrastructure et du squelette. Il y a donc possibilité de dépose provisoire de chaque implant pour quelque raison que ce soit.



L'intégrité des crêtes est respectée et permet l'adjonction d'une prothèse classique normale, mais le joint périphérique solide sublingual est compromis.

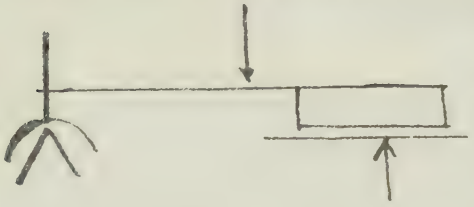
Toutefois, l'implantation doit se faire à travers la muqueuse mobile. Or, le pronostic d'une telle implantation est beaucoup plus réservé que celui d'une implantation effectuée à travers la fibro-muqueuse.

La possibilité d'une implantation horizontale est donc incertaine. Les implantations obliques dans la fibro-muqueuse sont théoriquement réalisables, mais l'intégrité de la crête n'est plus assurée et les longueurs d'implantation doivent être augmentées afin que soient maintenues les mêmes dimensions en projections horizontales ; les implantations postérieurs traversent donc la corticale.

190 - IMPLANTATION ANTERIEURE - LIAISONS POSTERIEURES.

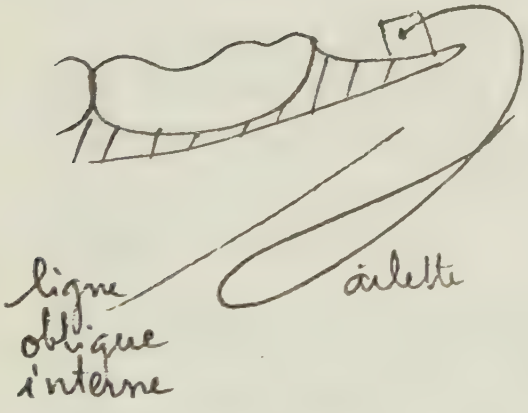
L'implantation antérieure intéresse l'os compact, effectué à travers la crête, elle doit être composée de plusieurs broches divergentes. Cependant l'ensemble constitue une poutre encastrée à une extrémité. L'encastrement est soumis à un couple ce qui nécessite une importante profondeur d'implantation.

Complété par des liaisons postérieures, l'ensemble réalisé est alors équivalent à une poutre encastrée à une extrémité (appui rigide) associé à deux appuis mobiles à l'autre extrémité. Ces appuis mobiles sont l'appui muqueux par compression et par dépression.



L'ensemble est alors équivalent à un encastrement pour les forces de sens opposé aux réactions des appuis mobiles.

L'appui postérieur peut être également réalisé par des ailettes de rétention s'appuyant sur les portions de surface rétentives situées au dessous de la ligne oblique interne.



Ces ailettes risquent d'être mal tolérées ; il convient donc que l'appui soit réglable au gré du porteur et que celui-ci puisse intervenir à tout moment en assurant le compromis entre son confort et l'équilibre de l'ensemble implanto-prothétique.

Ces ailettes peuvent assurer la limitation des écarts. Cette limitation peut également être le fait de contact avec l'arcade antagoniste.

191 - EQUILIBRATION COMPLEMENTAIRE.

Les implantations horizontales antérieures et postérieures ainsi que les ailettes de rétention postérieures et les contacts avec l'arcade antagoniste permettent éventuellement l'équilibration d'autres systèmes de forces que ceux résultant de l'action des tissus mous.

Les forces masticatrices passant à l'extérieur des crêtes peuvent être équilibrées par ces implantations et ces appuis à condition qu'elles demeurent faibles.

Cette possibilité est précieuse si de telles forces ne peuvent être éliminées de manière systématique et constante.

De plus cette éventualité permet, sans transformation essentielles de l'ensemble implanto-prothétique, le passage à la phase suivante de l'expérimentation qui est la recherche de l'équilibre d'une partie des forces masticatrices, celles qui provoquent la rotation sur la crête.

III

L I A I S O N I M P L A N T O - P R O T H E T I Q U E

---

193 - ENCASTREMENT DE L'IMPLANTATION.

Toutes les méthodes implantaires ont pour ambition de réaliser la continuité mécanique entre l'os maxillaire et l'implant, c'est-à-dire de réaliser une liaison par encastrement. Tout système de forces de contact appliqué en un ou plusieurs points de l'implant est réductible, en tout point de la pièce ou du maxillaire, à une résultante et un couple.

De même, les forces de réaction de l'os implanté se réduisent aux mêmes points à une résultante et un couple. La caractéristique de l'encastrement est que les deux systèmes des forces appliquées et des forces de réaction osseuses sont toujours opposés et constituent finalement un système nul.

194 - ENCASTREMENT DE LA PROTHESE.

De même, l'ambition du prothésiste est que la prothèse demeure fixe, ou tout au moins dans une position voisine de la position initiale, par rapport au maxillaire appareillé, sous l'action des divers systèmes de forces appliquées.

Pour qu'il en soit ainsi, tout système de forces appliquées à la prothèse doit provoquer l'intervention de système de forces de réaction à chaque instant opposé au système des forces appliquées.

Ainsi le but recherché est que la liaison globale entre la prothèse et le maxillaire appareillé soit également un encastrement.

Certes c'est bien en définitive le maxillaire qui doit assurer l'équilibre de la prothèse, soit par l'intermédiaire des tissus de recouvrement lorsqu'il s'agit des liaisons classiques, soit directement si la liaison est implantaire.

Les qualités et insuffisances des liaisons classiques sont bien connues de même que leurs inconvénients quant à l'intégrité des tissus de soutien. Cette connaissance est ampirique et résulte d'un siècle d'utilisation de ces liaisons.

On peut considérer par contre que la liaison implantaire est d'utilisation récente, même si quelques isolés, dans les décades passées, ont effectué quelques tentatives sans lendemain.

Il est bien évident que si la liaison entre la prothèse et l'implantation était réalisée également par un appui rigide, par un encastrement, le problème mécanique serait résolu par suppression des liaisons classiques et utilisation unique de la liaison implantaire.

C'est alors par contacts directs avec l'implantation que le squelette devrait fournir la totalité des réactions nécessaires à l'équilibre de la prothèse.

195 - DISTRIBUTION DES CONTRAINTES.

Mais nous nous sommes fixé pour objectif de rechercher les moyens de n'imposer à l'os qu'une contrainte minimum, lorsque la contrainte résulte de contacts directs avec l'implantation, et donc d'utiliser, le plus possible les liaisons classiques qui résultent des contacts directs entre la prothèse et les tissus de recouvrement.

Dans ce but, la liaison directe entre la prothèse et l'implantation doit permettre une distribution des contraintes conformes au but recherché. Cette liaison ne doit donc pas constituer un encastrement.

Il est nécessaire de laisser aux liaisons classiques toutes leurs possibilités de réaction et de limiter la liaison par implantation à un rôle complémentaire dans lequel elle intervient seulement lorsque les liaisons classiques ont perdu toute efficacité.

Or, les liaisons classiques suffisent à équilibrer les systèmes de forces apoliquées sur une prothèse construite correctement surtout lorsque les forces sont dirigées vers le maxillaire d'appui.

De plus ces liaisons classiques permettent d'équilibrer au moins temporairement les forces dirigées vers l'extérieur du maxillaire d'appui.

Comme toutes les forces, aussi bien les forces appliquées que les forces de réaction, sont des forces de contact, ce sont les contacts entre la prothèse et son infrastructure implantée qui doit permettre la distribution des contraintes entre les liaisons classiques et les liaisons par implantation.

Pour que les liaisons classiques soient sollicitées au maximum, il est nécessaire que la liaison par implantation n'intervienne qu'après disparition des liaisons classiques, donc le rôle de l'implantation doit être la limitation des écarts après perte de l'équilibre temporaire résultant des liaisons classiques.

196 - IMPLANTATIONS MULTIPLES.

Si les liaisons directes entre la prothèse et l'implantation sont au nombre de trois, les système de forces appliqués à la prothèse, étant réductibles à trois forces passant par trois points arbitrairement choisis, c'est une résultante unique qui est appliquée à chaque implant et c'est une force unique de réaction que chaque liaison implantaire doit fournir.

Le rôle de l'implantation étant la limitation des écarts de désinsertion il ne doit exister aucune possibilité de contact entre la prothèse et l'infrastructure sous l'action de forces dirigées vers le maxillaire d'appui.

Le jeu entre les pièces susceptibles de venir au contact dépendra de la compressibilité de la muqueuse et sera légèrement supérieure à cette élongation afin de laisser au classique appui muqueux par compression son entière possibilité d'action.

De même, dans le sens horizontal, la déformabilité muqueuse des crêtes sera appréciée, afin que l'implantation n'ait aucun rôle à jouer lors des faibles déplacements horizontaux qui en résultent.

Dans le sens vertical ascendant, la stabilité de l'équilibre de la prothèse inférieure devra résulter de la réaction muqueuse par dépression, réaction provenant du joint solide ou des joints par capillarité ou viscosité. Le rôle de l'implantation sera la limitation de l'écart vertical ascendant sur la prothèse inférieure et il devra exister également un jeu entre les pièces venant au contact.

L'importance de ce jeu sera fonction de divers facteurs difficiles à apprécier avec exactitude : dépressibilité muqueuse, tension superficielle, mouillabilité et viscosité de la salive. Il apparait donc souhaitable qu'il existe une possibilité de réglage du jeu, réglage qui devra s'effectuer à la demande et de manière empirique le plus souvent.

197 - IMPLANTATION UNIQUE.

Les divers systèmes de forces se réduisent, au point d'implantation unique, à une résultante et un couple.

Le couple doit être éliminé, nous avons vu en effet la contrainte importante que son équilibre imposerait au tissu osseux.

La liaison entre la prothèse et l'implantation doit être une articulation sphérique sans buttage, une rotule, permettant un débattement angulaire autour de la sphère. Ce débattement angulaire doit être limité uniquement par les liaisons classiques efficaces : appui muqueux par compression et limitation des écarts par contact avec l'arcade antagoniste ou sous la ligne oblique interne.

Si l'articulation est sans frottement ni buttage, les forces appliquées à la prothèse se réduisent sur l'implantation à une résultante unique. On est donc ramené au cas précédent des implantations multiples, chaque implantation ayant à équilibrer une force unique et le même jeu entre les pièces susceptibles de venir au contact doit exister.

198 - MAINTIEN DES LIAISONS CLASSIQUES PAR DEPRESSION.

Cette conception de la prothèse complète inférieure avec liaison complémentaire implantée suppose que les liaisons muqueuses classiques soient maintenues.

Si le volume de l'infrastructure implantée, compris entre la muqueuse et la selle est faible, si de plus la surface d'application de la prothèse sur la muqueuse n'est que faiblement réduite, la liaison muqueuse par compression demeure satisfaisante.

Mais la liaison muqueuse par dépression risque d'être compromise voire annihilée.

Si l'infrastructure réunissant les implantations multiples est une barre linguale ou vestibulaire, il est impossible de réaliser le joint solide au fond du vestibule, il sera alors souhaitable de rechercher la constitution du joint solide sur les muqueuses jugale, labiale et sublinguale.

Une implantation unique antérieure, de faible volume sous-prothétique, serait la moins défavorable au maintien satisfaisant des liaisons par dépression : la possibilité de joint solide n'est pas affectée par l'implantation et les joints par capillarité et viscosité ne le sont que faiblement, à condition toutefois qu'aucune communication n'existe, à travers la selle, entre l'espace sous-prothétique et la cavité buccale. Il parait donc indiqué de renoncer à un inclavetage de la prothèse sur l'implant par un dispositif qui traverse la selle.

199 - STABILITE DE L'EQUILIBRE.

Ainsi la muqueuse conserve son rôle de stabilisateur de l'équilibre par modification des forces de réaction, lors de tout déplacement de la prothèse au voisinage de la position d'équilibre. Cette modification est telle que le système des forces qui en résulte s'oppose au déplacement et ramène la prothèse dans une position voisine de la position initiale.

Mécaniquement le phénomène est analogue au rappel vers la position d'équilibre stable d'un pendule pesant écarté de cette position. Dans les deux cas ce sont les forces de contact qui sont modifiées : réaction de l'anneau ou tension du fil pour le pendule et réaction muqueuse pour la prothèse.

Si l'équilibre est détruit par disparition des liaisons par dépression, l'implantation intervient alors en réalisant la limitation des écarts.

200 - LIMITATION DES ECARTS.

La disparition des liaisons annule les forces de réaction et la prothèse se trouve soumise aux seules forces appliquées. Elle se met alors en mouvement avec une accélération inversement proportionnelle à sa masse et proportionnelle à l'intensité des forces appliquées.

A un instant donné, la prothèse a acquis une certaine vitesse, le contact avec l'infrastructure s'effectuera donc, avec une vitesse finie, par une percussion.

Nous savons que les forces de contact développées par le choc dépendent des vitesses relatives initiales et finales et aussi de la durée du choc.

Ces forces peuvent être très grandes et sont transmises à l'os implanté, en se propageant à travers l'implantation avec une certaine vitesse. Il est donc très important de prévoir un dispositif destiné à diminuer l'intensité de ces forces.

Il est possible d'intervenir sur la durée du choc en prévoyant un contact par l'intermédiaire de surfaces dépressibles, réduisant les vitesses relatives, de telle manière que le contact solide, qui finalement résulte de la compression de ces surfaces, s'effectue sous vitesse réduite et pendant un intervalle de temps fini.

De plus la vitesse initiale du choc peut être réduite si le contact intervient dès la disparition des liaisons classiques, à l'instant même où la prothèse, soumise aux seules forces appliquées n'a pu encore acquérir une vitesse notable.

Pour toutes ces raisons, le contact implanto-prothétique doit être réglable et doit s'effectuer par l'intermédiaire de surfaces déformables : caoutchouc ou plastique.

201 - CORRECTION DES ECARTS.

L'implantation ne doit pas participer au retour à la position d'équilibre.

Comme pour l'appareillé classique, la correction des écarts doit s'effectuer par l'action des forces de contact avec l'arcade antagoniste. C'est le retour à l'occlusion centrique qui provoque à nouveau l'intervention des liaisons par dépression. Le retour s'effectue donc sans intervention de l'implantation.

202 - DISJONCTION ET CONJONCTION.

L'implantation n'est donc soumise qu'à des forces relativement faibles : celles qui provoquent la désinsertion de la prothèse et qui sont provoquées par les contacts muqueux.

Toutefois il n'est pas sans intérêt de prévoir l'éventualité de forces d'intensité supérieure, se produisant de manière fortuite, par inattention ou même incident.

Le contact solide entre la prothèse et l'implantation peut alors soumettre le squelette à des forces très supérieures, provoquant un traumatisme qui risquerait de compromettre le pronostic de l'implantation.

Il est donc souhaitable que la liaison implanto-prothétique permette la disjonction des deux éléments lorsque la prothèse est soumise à des forces supérieures au maximum prévu et que, sans autre dommage, la conjonction soit réalisable dès que ces forces ont cessé leur application.

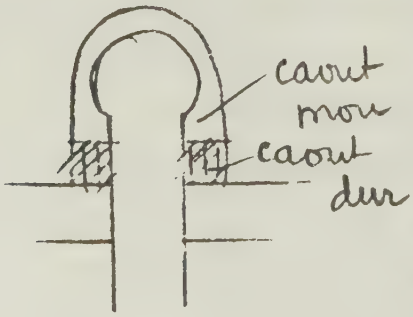
203 - EXEMPLE DE CONCEPTION TECHNIQUE.

Une rotule de dimension réduite, solidaire de l'implantation par une tige verticale, émerge de la gencive sur la crête antérieure et constitue la partie mâle du dispositif. Si les contacts de la sphère avec la partie femelle sont à frottement réduit, l'implantation ne sera soumise, de la part de la prothèse, qu'à une force unique passant par le centre de la rotule.

La partie femelle, constituée par un volume élastique s'adaptant sur la partie mâle, assure la continuité et s'oppose aux rétentions alimentaires peu hygiéniques.

La dépressibilité non uniforme du volume élastique ne doit provoquer que de faibles forces de réaction lors des déplacements de faible amplitude au voisinage de la position d'équilibre.

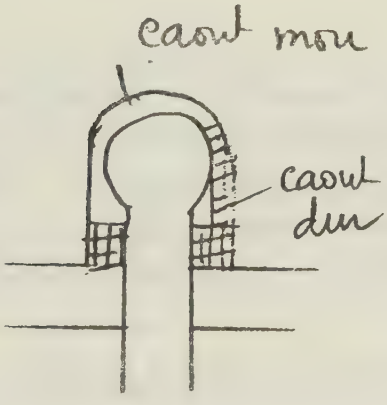
Par contre un déplacement plus important, dans le sens vertical de désinsertion, affecte le caoutchouc le moins déformable. Cette déformation développe des forces de réaction plus importantes qui limitent le mouvement, en constituant un contact pratiquement solide, lorsque les forces ne dépassent pas le maximum prévu. Ainsi un volume de caoutchouc à deux degrés de dureté nous semble pouvoir constituer le mécanisme conjoncteur-disjoncteur de la prothèse et de l'implantation.



Ce dispositif exerce sur la prothèse une percussion de réaction opposée à la percussion que la prothèse en mouvement exerce sur lui-même. Cette percussion est constituée par une force unique. Il s'agit donc d'une percussion de translation. Les forces mises en jeu sont réduites par la dépressibilité élastique du caoutchouc.

Mais le système de forces résultant de l'action des tissus mous sur la prothèse se réduit dans la région antérieure à une résultante et un couple.

Si le couple n'est pas équilibré en totalité par les liaisons et buttages postérieurs, il convient de prévoir un dispositif limitant le soulèvement postérieur qui résulte de l'action du couple.



Pour qu'il en soit ainsi, c'est toute la partie linguale du joint caoutchouc, associée à sa partie cervicale antérieure, qui doit réaliser le contact solide.

Si l'encastrement de l'implantation dans le squelette permet l'équilibre du couple, le seul remplacement du joint caoutchouc peut modifier le système des forces appliquées à l'implantation et permet le réglage à la demande de la liaison implanto-prothétique.

En définitive, à partir d'une prothèse normalement construite qui ne donne pas entière satisfaction, il est possible d'adjoindre une implantation permettant d'équilibrer les systèmes de forces non équilibrées par les liaisons classiques et de réaliser l'encastrement de la prothèse sur le maxillaire d'appui.

CHAPITRE VII

E X P E R I M E N T A T I O N

Lors de l'étude du joint par viscosité ont été utilisés des résultats de la Mécanique des Fluides, résultats concernant le rapprochement de deux surfaces planes séparées par une lame fluide.

L'établissement de la formule $T = \frac{3\pi \mu R^4}{4 P h^3}$ sort du cadre de cette thèse.

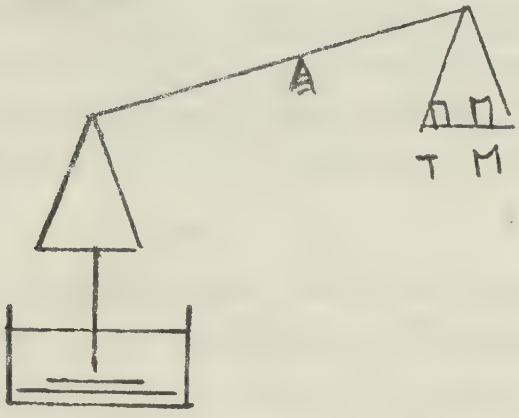
De plus la formule a été utilisée à l'étude de l'écartement des plaques.

Pour ces raisons, et bien que la Faculté des Sciences ait confirmé qu'écartement et rapprochement devaient conduire au même résultat, il a paru souhaitable de procéder à une expérimentation permettant de justifier l'utilisation de cette formule.

204 - MATERIEL UTILISE.

Les surfaces sont des disques de verre à vitre de différents diamètres. Chaque disque, relié par fil et ventouse caoutchouc à l'un des plateaux d'une balance est associé successivement à un disque de 14 cm de diamètre qui repose au fond d'un cristallisoir rempli d'eau

de viscosité = 0,018 poise (cgs), puis d'huile de viscosité inconnue.



Pour chaque disque et chaque liquide la tare est faite disque baignant dans le liquide.

Les masses marquées M permettent d'évaluer le poids P.

En unités cgs (dynes) avec M gm il vient :

$$P = 10^3 \times M \text{ dynes} : (g = 981 \text{ cm/s2} \# 10^3 \text{ cgs})$$

205 - DETERMINATION DE h.

La détermination précise nécessiterait l'utilisation de méthodes optiques interférentielles qui devraient être renouvelées à chaque expérience. De plus, les surfaces n'étant pas géométriquement planes, la méthode ne pourrait donner la valeur moyenne de h mais seulement les valeurs extrêmes.

Le procédé utilisé est donc l'écrasement entre les plaques d'une goutte d'eau de volume connu. L'évaluation de la surface liquide obtenue permet de calculer la valeur moyenne de h. Le rapprochement maximum donne une valeur moyenne de h voisine de 1/700 cm.

206 - ERREURS SUR h.

L'erreur relative sur h peut être évaluée à 50 %, c'est-à-dire que h réel est intérieur à l'intervalle $h\left(1 \pm \frac{50}{100}\right)$, mais, comme h intervient par son carré, il vient h^2 intérieur à $h^2\left(1 \pm \frac{50}{100}\right)^2$ donc à $h^2\left(1 \pm \frac{2 \times 50}{100} + \left(\frac{50}{100}\right)^2\right)$ peu différent de $h^2\left(1 \pm 1\right)$ soit donc finalement une importante erreur relative sur T de 100 % qui justifie de négliger les erreurs relatives sur les autres facteurs et d'éviter si possible la détermination de h.

207 - RAPPROCHEMENT ET ECARTEMENT.

Si la formule est applicable au rapprochement et à l'écartement, le temps Te nécessaire à l'écartement des plaques doit être égal au temps Tr consacré à leur rapprochement à condition toutefois que les forces de sens contraire provoquant rapprochement et écartement soient égales en intensité.

La suppression de la tare provoque le rapprochement sous l'action du poids du disque supérieur immergé. Le rétablissement de la tare et l'adjonction d'une masse égale provoque l'écartement sous l'action d'une force d'intensité égale et de sens opposé.

Cette méthode présente l'avantage de permettre l'étude du rapprochement et de l'écartement avec des valeurs rigoureusement égales de h sans qu'il soit nécessaire d'effectuer sa détermination. Toutefois il convient d'éviter le glissement relatif des surfaces, glissement qui modifiant l'écoulement du liquide risquerait de modifier les résultats.

Avec l'huile et un disque de 11 cm de diamètre on a :

Tr : 10". 15". 20". 30". 50". 60". 120". 5'. 10'.
Te : 8". 13". 16". 24". 36". 46". 93". 4'. 6'45".

Le temps nécessaire à l'écartement est toujours inférieur au temps consacré au rapprochement. Ceci peut résulter de l'instabilité du parallélisme des plaques et du fait que l'obliquité est plus grande à l'écartement qu'au rapprochement.

En effet, le rapprochement est obtenu par des forces uniformément réparties (le poids du disque) alors qu'à l'écartement la force est unique et son point d'application n'est jamais parfaitement central.

208 - INFLUENCE DU FACTEUR P.

a) Le rapprochement est provoqué par le poids de la plaque supérieure agissant pendant 20 secondes. P est exprimé en grammes-force. Les temps d'écartement Te sont les temps moyens.

R = 5cm	P :	50	40	30	20	10
Eau	Te :	11,9	14,2	20,7	30,2	58,8
	Produit :	595	568	621	604	588

R = 4cm	P :	50	40	30	20	10
	Te :	6,7	8,6	13,6	16,8	31,3
	Produit :	335	344	408	336	313

b) Le rapprochement est provoqué manuellement par appui pendant 10 secondes, avec glissements et rotations, de manière à réaliser le contact de certains points de chaque surface. L'erreur relative sur h est importante.

R = 6cm	P :	50	40	30	20	10
Eau	Te :	133	166	201	267	403
	Produit :	6650	6440	6030	5340	4030

Les écarts sur les produits P × Te sont relativement faibles, ce qui vérifie de manière satisfaisante le proportionnalité inverse du temps d'écartement à la force appliquée.

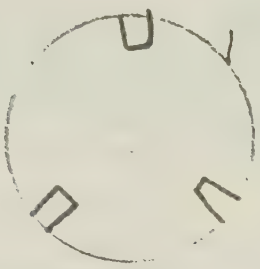
208 - INFLUENCE DE R.

La nécessité d'utiliser des plaques différentes accroit l'erreur sur h.

Les disques utilisés sont de rayon R = 6cm et R = 5,5 cm.

Rapport des 4èmes puissances : $(6)^4/(5,5)^4 = 1,41$.

Le rapprochement s'effectue sous l'action du poids de chaque disque mais est limité par trois butées de papier collées en triangle. L'écartement s'effectue sous l'action des poids de 50, 40, 30, 20, 10 gf.



P	50	40	30	20	10
R = 6cm . Te moyen	2,3	2,6	3,6	5,8	9,7
R = 5,5cm . Te moyen	1,8	2,0	2,8	3,9	6,7
R = 5,5cm . Te × 1,41	2,5	2,8	3,9	5,4	9,3

On constate une correspondance satisfaisante entre les temps pour R = 6cm et les temps pour R = 5,5cm multipliés par 1,41, ce qui vérifie la proportionnalité des temps d'écartement aux 4èmes puissances des rayons.

209 - INFLUENCE DE h.

Une, deux, puis trois épaisseurs de papier sont placées au centre du disque de 6cm de rayon. L'écartement est provoqué par un poids de 50 gf.

Nombre d'épaisseurs	1	2	3
Temps moyens Tem	15	4,6	2
Carré du nombre d'épaisseurs	1	4	9
Produit	15	18,4	18

La proportionnalité inverse des temps aux carrés des écartements initiaux est satisfaisante.

210 - VERIFICATION DIRECTE DE LA FORMULE.

Avec R = 4,6cm, $\eta = 18.10^{-3}$ cgs (eau), h = 1/700cm,
P = 50 gf = 5×10^4 dynes (cgs), il vient :

$$T = \frac{3\eta\pi R^4}{4Ph} \# \frac{10 \times 18.10^{-3} \times 445}{4.5.10^4.700^{-2}} \# 200 \text{ sec.}$$

La valeur moyenne observée est 121 secondes.

Les temps observés sont toujours inférieurs aux temps obtenus par le calcul, peut-être par suite de l'écartement non parallèle des plaques. Ils sont néanmoins contenus à l'intérieur de l'intervalle résultant de l'erreur relative admise sur h.

211 - CONCLUSION.

Les résultats de ces expérimentations concordent avec les résultats obtenus à partir de la formule utilisée, compte tenu de l'erreur relative admise sur h.

P O S T F A C E

Rationaliste ? Nous nous
efforcerons de le devenir.

BACHELARD

On observe dans l'histoire de l'humanité l'utilisation de techniques efficaces, adaptées au monde réel, bien avant qu'une science rationnelle ne soit constituée.

Logiquement la technique paraît être l'application d'un savoir, mais en réalité la pratique précède la théorie, la technique précède la science et à l'origine de toutes les sciences on trouve des préoccupations pratiques car ce sont toujours les échecs de la technique qui suscitent l'effort scientifique par la prise de conscience d'un problème à résoudre.

La science se constitue pour répondre aux appels de la technique et l'urgence de l'action exige l'application de procédés empiriques, quelquefois découverts par hasard, bien avant qu'on ait pu expliquer scientifiquement les raisons de leur efficacité.

Comme l'a dit VOLTAIRE, " S'il avait fallu que la théorie précédât l'usage des leviers, combien de siècles se seraient écoulés avant qu'on eût pu déranger une grosse pierre de sa place."

Ainsi en prothèse dentaire le savoir-faire a précédé le savoir ; nous possédons des méthodes éprouvées mais c'est aux lois découvertes par les savants et qui expliquent les phénomènes réels que nous devons rattacher notre art afin que celui-ci devienne une technique. Les impératifs empiriques, voire arbitraires, les raisonnements par analogie, les habitudes de penser ou d'agir doivent être examinés avec l'esprit critique qui est le souci de la preuve, une exigeance très constructive de vérité et d'objectivité."

Un vocabulaire plus précis, des notions plus satisfaisantes pour l'esprit devraient permettre d'orienter les recherches et peut-être d'agir plus souverainement. La parfaite satisfaction de l'esprit passe par la compréhension des phénomènes et la technique la plus efficace se révèle parfois tragiquement insuffisante : le Maréchal LANNES fut magistralement amputé par DUPUYTREN qui ignorait l'antiseptie. "Jamais les bistouris n'avaient paru tout à la fois mieux exercés ni plus redoutables" a écrit Henri MONDOR.

Il convient de se souvenir que ni PASTEUR ni Claude BERNARD n'étaient médecins et que la Faculté des Sciences peut nous rendre de grands services.

La précision, la distinction, la double connaissance des faits et des lois permettent d'aborder les problèmes pratiques d'une façon plus rationnelle.

L'ingénieur spécialiste des percussions ne réussira jamais à aussi longues séries que le joueur de billard expérimenté. Sa supériorité est de pouvoir inclure les règles du jeu dans un cadre plus vaste, de les comprendre dans un système, de même que la Mécanique et la Physique permettent souvent de faire entrer dans un ensemble unique les phénomènes les plus étrangers en apparence.

Ce détour autorise la démarche postérieure allant du général au particulier, de la théorie à l'application pratique en la dirigeant souvent vers de nouvelles directions qui se révèlent fécondes.

En fait le problème posé au prothésiste est de remplacer un organe par un outil. La connaissance des lois auxquelles obéit celui-ci peut seule permettre au praticien d'en faire un mécanisme encore mieux adapté à l'organe incomplet du patient, l'idéal étant que l'outil remplace naturellement l'organe ainsi que le suggère l'étymologie : organun = outil.

Alors que, depuis un siècle, nous plaçons dans la bouche édentée de nos patients des appareils qui " tiennent " plus ou moins bien, sans que nous sachions exactement pourquoi, il semble souhaitable de déterminer scientifiquement les facteurs qui interviennent dans cette " tenue en bouche " dans le but de l'améliorer et de réaliser, s'il est possible, la stabilité permanente de l'équilibre des prothèses dentaires.

C O N C L U S I O N

En prothèse dentaire comme en toute activité humaine, la pratique a précédé la théorie. La Mécanique, branche Mathématiques et la Physique, Science Expérimentale, par leurs méthodes et leurs résultats, fournissent certaines des règles qui peuvent permettre de substituer une technique rationnelle aux méthodes empiriques utilisées dans le traitement de l'infinité des cas d'édentement.

I - EDENTEMENTS.

Il existe 18×10^{34} processus d'édentation et 4.294.967.296 états d'édentement. Théorie des probabilités et statistique en justifient les diverses systématisations.

II - FORCES.

La Mécanique (forces) et la Statique (équilibre) permettent à l'aide du calcul vectoriel l'étude de l'équilibre en bouche des prothèses dentaires. La Physique donne les origines et la nature des forces. La Cinématique étudie les mouvements.

Le mouvement instantané de la mandibule est un mouvement de rotation ou un mouvement hélicoïdal dont l'axe instantané de rotation et éventuellement de glissement est l'axe central du système des vecteurs vitesse des points en mouvement. Cet axe est la droite de tangence de deux surfaces réglées.

Les forces sont réductibles à une résultante et un couple. Ce sont des forces de contact, les forces de champ étant négligeables. Seules sont à considérer les forces extérieures au système matériel étudié car les forces intérieures s'annulent lors de l'équilibre.

III - FORCES DE LIAISON.

Elles sont constituées par les réactions des appuis avec lesquels la prothèse est en contact. Elles résultent des déformations élastiques de ces appuis.

A - Les liaisons peuvent être classées schématiquement :

1) l'appui rigide ou encastrement assure la continuité mécanique entre un élément prothétique et l'appui considéré.

2) l'appui fixe ou articulation permet un débattement angulaire autour d'un point ou d'une droite avec ou sans glissement le long de l'axe. A ce type d'appui appartiennent la plupart des attachements abusivement appelés "rupteurs de forces" qui sont des distributeurs de contraintes.

3) l'appui mobile permet le glissement relatif des éléments de surface en contact conformément aux lois du frottement. Les appuis muqueux par compression et dépression appartiennent à ce type.

B - Liaisons prothétiques.

1) l'appui dentaire obéit aux lois des contacts solides et du frottement ; les forces de réaction sont contenues à l'intérieur du cône de frottement au point de contact. Cet appui est efficace. Le crochet exerce sur la dent une contrainte réductible à une résultante et un couple. Sa conception doit permettre de limiter la contrainte aux seules réactions désirées.

2) L'appui muqueux produit des forces de réaction qui sont fonction de la compressibilité. Les forces sont pratiquement normales à l'élément de surface muqueuse considérée car le frottement muqueux est faible.

3) L'appui muqueux par dépression assure l'adhérence des surfaces prothétique et muqueuse par l'existence d'un joint solide ou liquide qui, en maintenant la dépression sous-prothétique, permet l'action de la pression atmosphérique.

4) Le joint périphérique solide continu interdit toute entrée de fluide dans l'espace sous-prothétique déprimé. La pression atmosphérique réalise alors l'encastrement de la prothèse sur le maxillaire. L'appui est efficace.

5) Le joint liquide par capillarité provoque la dépression sous-prothétique qui est fonction directe de la tension superficielle de la salive, de son pouvoir de mouillabilité des surfaces prothétique et muqueuse et fonction inverse de l'épaisseur du film salivaire à la périphérie. Cet appui est faible : haut : 450 gf, bas : 100 gf.

6) Le joint liquide par viscosité entretien une dépression temporaire lorsque, en l'absence de joint solide, existe un excès de salive aux bords de la prothèse. La durée de l'adhérence est fonction directe du coefficient de viscosité de la salive (voisin de 10 centipoises), de la 4ème puissance des dimensions linéaires de la plaque et fonction inverse du carré de l'épaisseur du film salivaire sous-prothétique. Cet appui peut équilibrer une force de désinsertion de 50 gf pendant 10 minutes sur une prothèse supérieure plane et baignant dans la salive. La déformabilité muqueuse diminue ces valeurs.

7) L'action simultanée du joint solide discontinu, des joints par capillarité et viscosité, assimile la prothèse à une machine hydraulique fonctionnant à la dépression lorsque des forces de désinsertion lui sont appliquées. La viscosité complète le joint solide inférieur, la capillarité complète éventuellement le joint solide supérieur.

8) L'expérimentation à partir de calibres de Johanson, optiquement dressés au 1/10ème de micron, permet d'affirmer qu'il n'existe en prothèse dentaire aucune adhérence par attraction moléculaire.

IV - FORCES APPLIQUEES.

1) Les forces appliquées à la prothèse résultant des contacts avec la muqueuse mobile sont généralement réductibles à une résultante unique médiatrice du segment interprémolaire, d'intensité maximum 300 gf, de direction voisine de la normale au plan d'occlusion.

2) Les forces appliquées à la prothèse au cours de la mastication par les contacts alimentaires ou dentaires sont d'intensité variable. Leur support est contenu dans l'aire latérale ou à l'intérieur du cône de frottement selon que le contact s'effectue avec ou sans glissement.

3) Les percussions sont fonction des vitesses et des temps. La déformabilité élastique des matériaux utilisés permet, en augmentant la durée du choc, de diminuer les forces qui en résultent.

V - EQUILIBRES.

La condition nécessaire et suffisante pour que la prothèse reste en équilibre est que puissent exister des réactions compatibles avec les liaisons et formant à tout instant avec les forces appliquées un système de forces équivalent à zéro.

En prothèse complète le joint périphérique solide continu peut seul permettre l'encastrement sous l'action de diverses forces normalement appliquées. Ce joint est plus facilement obtenu au maxillaire supérieur qu'au maxillaire inférieur.

Lors de la mastication la prothèse se comporte comme un solide géné, mobile autour et suivant des axes tangents à une courbe voisine de la ligne de crête. La rotation est unilatérale vers le vestibule.

L'équilibre, au maxillaire inférieur où les liaisons par dépression ne sont pas suffisamment efficaces, exige des forces appliquées orthogonales à la ligne de crête et passant à l'intérieur.

Le montage des dents peut généralement permettre de réaliser ces conditions et d'éliminer les forces non équilibrables par les procédés classiques : appui dentaire et appui muqueux par compression ou dépression.

Les laborieuses 'équilibrations" par meulage peuvent alors être considérablement limitées. Ces équilibrations sont plutôt des limitations des écarts.

Les forces qui ne peuvent être équilibrées par les liaisons classiques et qui ne peuvent être éliminées, sont les forces de désinsertion verticale sur la prothèse inférieure.

La liaison par implantation permettrait de les équilibrer.

VI - L'ENSEMBLE IMPLANTO-PROTHETIQUE.

Afin que les contraintes sur le squelette soient minima, l'infrastructure implantée ne doit s'opposer qu'aux seules forces qui ne peuvent être équilibrées par les moyens classiques et qui de plus, ne peuvent être éliminées.

La Résistance des Matériaux permet le calcul des contraintes imposées au squelette, par les forces appliquées, suivant chaque type d'implantation. L'infrastructure implantée ne doit pas réaliser la stabilisation permanente de l'équilibre de la prothèse mais seulement la limitation des écarts après perte de l'équilibre temporairement obtenu grâce aux liaisons par dépression. Dans ce but il ne doit pas exister de contact entre la prothèse et l'infrastructure sauf lors de la rupture de l'équilibre.

La correction des écarts doit être effectuée par occlusion centrique.

VII - EXPERIMENTATION.

Les résultats, concernant le joint par viscosité, obtenus à partir des lois de la mécanique des fluides peuvent être vérifiés par mesure des temps de séparation de deux plaques circulaires, placées au contact, dans l'eau ou dans l'huile.

VIII - La détermination des facteurs qui interviennent dans la "tenue en bouche" peut permettre d'orienter les recherches et, peut-être de réaliser enfin, par encastrement juxta-muqueux et endo-osseux, la stabilité permanente de l'équilibre des prothèses dentaires.

B I B L I O G R A P H I E

BENOIT P. - Contribution à l'étude de la contention des plaques palatines. DROUILLARD - Editeur

BOLL M. - La Mécanique du visible et de l'invisible. LAROUSSE - Editeur

BRUHAT G. - Cours de Physique Générale - Mécanique. MASSON - Editeur

CAGNAC - Cours de Mathématiques Spéciales - Mécanique MASSON - Editeur

CHAVANCE - Mécanique. Notions générales BAILLERE - Editeur

COMOLET R. - Mécanique expérimentale des fluides. MASSON - Editeur

VERGEZ et HUIMANN - Traité de Logique NATHAN - Editeur